

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
PPGEB

ARATÃ ANDRADE SARAIVA

DETECÇÃO DO COMPLEXO QRS
ATRAVÉS DE
MORFOLOGIA MATEMÁTICA MULTIESCALAR

DISSERTAÇÃO

CURITIBA
2012

ARATÃ ANDRADE SARAIVA

**DETECÇÃO DO COMPLEXO QRS
ATRAVÉS DE
MORFOLOGIA MATEMÁTICA MULTIESCALAR**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Miguel Antonio Sovierzoski

CURITIBA

2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

- S243 Saraiva, Aratã Andrade
Detecção do complexo QRS através de morfologia matemática multiescalar / Aratã Andrade Saraiva. – 2012.
xviii, 83 p. : il. ; 30 cm
- Orientador: Miguel Antonio Sovierzoski.
Dissertação (Mestrado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Curitiba, 2012.
Bibliografia: p. 75-83.
1. Eletrocardiografia. 2. Processamento de sinais – Técnicas digitais. 3. Detecção de sinais. 4. Morfismo (Matemática). 5. Processamento de imagens – Matemática. 6. Engenharia biomédica – Dissertações. I. Sovierzoski, Miguel Antonio orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDD (22. ed.) 610.28

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ



CAMPUS CURITIBA

Campus Curitiba



Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Título da Dissertação N° 001

“Detecção do Complexo QRS através de Morfologia Matemática Multiescalar”

por

Aratã Andrade Saraiva

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de **MESTRE EM CIÊNCIAS (M.Sc.)** – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB)**, – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (**UTFPR**), *Campus Curitiba*, às 14h00min do dia **05 de setembro de 2012**. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

Prof. Miguel Antonio Sovierzoski, Dr.
(Presidente – UTFPR)

Prof. Giselle Lopes Ferrari Ronque, Dra.
(UFPR)

Prof. Gustavo Benvenuto Borba, Dr.
(UTFPR)

Visto da coordenação:

Prof. Bertoldo Schneider Jr., Dr.
(Coordenador do PPGEB)

Dedico este trabalho a Rafaella

AGRADECIMENTOS

Não há uma equação, tabela ou gráfico para expressar a gratidão... Trabalho difícil este de transformar sentimentos em palavras e começo a encarar essa tarefa com o agradecimento a todos aqueles que me ajudaram diretamente nesse trabalho: Miguel Sovierzoski, Humberto Gamba, Leonardo Gomes, Diego Teixeira, Mauren Abreu, Silvio Tacara, Irene, Gustavo Borba, Wellton Costa, Bruno Meneguele, Mikhail Koslowski. Aos que me ajudaram indiretamente: minha mãe, irmão, cunhada Flávia, Ana Angélica, Katbe Wakim, cunhada Samya Janine, Antonio Francisco, Marco Raphael, Marcia, Angeline Andrade e Edivaldo Feitosa.

Por fim agradeço a quem utilizar essa dissertação de qualquer forma, pois é isso que faz todo o trabalho valer a pena.

RESUMO

SARAIVA, Aratã Andrade. **DETECÇÃO DO COMPLEXO QRS ATRAVÉS DE MORFOLOGIA MATEMÁTICA MULTIESCALAR**. 2012. Número total de folhas, 83. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2012.

Este trabalho apresenta a morfologia matemática multiescalar com quatro escalas aplicada no sinal de eletrocardiografia para a detecção do complexo QRS. Para o desenvolvimento deste trabalho pluridisciplinar de Engenharia Biomédica foram utilizados conhecimentos de Cardiologia, Eletrocardiografia, Bioestatística, Processamento Digital de Sinais Biomédicos, Teoria de Detecção de Sinais, Análise ROC e Índices de Desempenho de Classificadores, interagindo com áreas da Medicina, da Estatística, da Matemática, da Engenharia da Computação e da Engenharia Elétrica. Testes foram realizados com o banco de sinais de ECG do MIT/BIH. O desempenho do método foi avaliado através da curva ROC e do índice DER. Os resultados foram comparados com a morfologia multiescalar de uma, duas e de três escalas. Nos resultados foi observado que o método de morfologia multiescalar com quatro escalas, aplicado nas condições estabelecidas, apresentou índices melhores de detecção do complexo QRS, confirmando seu potencial no processamento de sinais biomédicos, dando suporte na manipulação do complexo QRS e oferecendo melhorias na detecção.

Palavras-chave: detecção do complexo QRS, morfologia matemática, morfologia matemática multiescalar, filtragem de sinais biomédicos com morfologia matemática.

ABSTRACT

SARAIVA, Aratã Andrade. **DETECTION OF QRS COMPLEX USING MULTISCALE MATHEMATICAL MORPHOLOGY**. 2012. Number of pages, 83. Dissertation (Master in Biomedical Engineering) Federal University of Technology - Paraná. Curitiba, 2012.

This work presents the multiscale mathematical morphology with four scales applied in the ECG signal for detection of the QRS complex. To develop this Biomedical Engineering multidisciplinary work were used knowledge of Cardiology, Electrocardiography, Biostatistics, Biomedical Digital Signal Processing, Signal Detection Theory, ROC Analysis and Performance Classifiers Indexes, interacting with areas of Medicine, Statistics, Mathematics, Computer Engineering and Electrical Engineering. The tests were realized with MIT/BIH ECG signals database. The performance of the method was evaluated using ROC curves and the DER index. The results were compared with the multiscale mathematical morphology of one, two and three scales. In the results was observed that the multiscale mathematical morphology with four scales presented better indexes detection of the QRS complex, confirming its potential in biomedical signal processing, supporting the handling of the QRS complex and offering improvements in detection.

Keywords: QRS complex detection, mathematical morphology, multiscale mathematical morphology, biomedical signal filtering with mathematical morphology.

Abreviaturas

AUC	<i>Area Under the ROC Curve</i> – área sob a curva
BIH	<i>Beth Israel Hospital</i>
Curva ROC	<i>Receiver Operating Characteristics</i> – característica de operação do receptor
DER	<i>Detection Error Rate</i> – taxa de detecção de erro
ECG	Eletrocardiografia, Eletrocardiógrafo, Eletrocardiograma
EER	<i>Equal Error Rate</i> – taxa de igual erro
FIR	<i>Finite Impulse Response</i> – filtro digital de resposta finita ao impulso
FN	Falso negativo
FP	Falso positivo
MIT	<i>Massachusetts Institute of Technology</i>
NAV	Nó atrioventricular
NSA	Nó sinusal
VN	Verdadeiro negativo
VP	Verdadeiro positivo
VPN	Valor preditivo negativo
VPP	Valor preditivo positivo
1M	Morfologia matemática de escala única
3M	Morfologia matemática de três escalas
4M	Morfologia matemática de quatro escalas

Lista de Figuras

Figura 1 – Estruturas do coração envolvidas com o impulso elétrico cardíaco.	22
Figura 2 – Propagação do impulso elétrico pelas estruturas do coração.	24
Figura 3 – Derivações cardíacas.	26
Figura 4 – Exemplos de elementos estruturantes: (a) cruz, (b) caixa, (c) linha vertical, (d) diamante.	33
Figura 5 – Exemplo da operação de dilatação: (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$ e (b) sinal após a operação de dilatação com o elemento estruturante.	35
Figura 6 – Exemplo da operação de erosão: (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$ e (b) sinal após a operação de erosão com o elemento estruturante.	35
Figura 7 – Exemplo da operação de abertura: (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$, (b) sinal seguido pelo elemento estruturante, c) sinal após a operação de abertura.	36
Figura 8 – Exemplo da operação de fechamento: (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$, (b) sinal seguido pelo elemento estruturante e c) sinal após a operação de fechamento.	37
Figura 9 – Exemplo da transformada <i>top-hat</i> : (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$, (b) sinal seguido pela operação de abertura e (c) imagem <i>top-hat</i> resultante da subtração da imagem original com a imagem de após a operação de abertura.	38
Figura 10 – Exemplo da transformada <i>bottom-hat</i> : (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$, b) sinal seguido pela operação de fechamento e (c) sinal <i>bottom-hat</i> resultante da subtração do sinal da operação de fechamento com o sinal original.	38
Figura 11 – Estrutura do filtro 4M.	41
Figura 12 – Distribuição hipotética de eventos e a classificação em verdadeiro positivo (VP), falso negativo (FN), verdadeiro negativo (VN) e falso positivo (FP), em relação a um ponto de corte.	44
Figura 13 – Exemplo de sinal e padrão de classificação considerando o nível de decisão.	45
Figura 14 – Sensibilidade e especificidade em função do nível de decisão.	47
Figura 15 – Valor preditivo positivo e valor preditivo negativo, em função do nível de decisão.	48
Figura 16 – A curva ROC representando a relação entre a sensibilidade e a especificidade do classificador.	49
Figura 17 – Abordagens para determinação da área sob a curva ROC.	50
Figura 18 – Duas curvas ROC com comportamentos diferentes, mas com mesmo valor de índice AUC.	51
Figura 19 – ECG do banco de dados do MIT/BIH: (a) em vermelho sinal de ECG e (b) em vermelho marcação do especialista do pico R.	53
Figura 20 – Diagrama de blocos do procedimento para detecção do QRS.	54
Figura 21 – Curva ROC de um classificador morfológico para um determinado elemento estruturante.	56
Figura 22 – Curva ROC ilustrando o procedimento de cálculo do índice AUC pela soma de Riemann à esquerda.	57
Figura 23 – Sinal de ECG com flutuação de linha de base.	59

Figura 24 – Sinal de ECG com adição de um ruído de rede elétrica (60 Hz).....	60
Figura 25 – Morfologias aplicadas no sinal.	60
Figura 26 – Sinal de ECG após a segunda filtragem.	61
Figura 27 – Sinal de ECG após a convolução e módulo.	61
Figura 28 – Sinal adquirido e resultado do algoritmo proposto.....	62
Figura 29 – Elementos estruturantes com geometria gaussiana.	63
Figura 30 – Curvas de FP e FN em função do nível de decisão com elementos estruturantes gaussianos.	63
Figura 31 – Curva ROC com elementos estruturantes gaussianos.	64
Figura 32 – Elementos estruturantes triangulares.	65
Figura 33 – Curvas de FP e FN em função do nível de decisão com elementos estruturantes triangulares.....	65
Figura 34 – Curva ROC com elementos estruturantes triangulares.	66
Figura 35 – Gráfico do elementos estruturantes de Zhang e Lian (2009) adaptados.	67
Figura 36 – Curvas de FP e FN em função do nível de decisão com elementos estruturantes de Zhang e Lian (2009) adaptados.	67
Figura 37 – Curva ROC com elementos estruturantes de Zhang e Lian (2009) adaptados.	68
Figura 38 – Curvas de FP e FN em função do nível de decisão com elementos estruturantes de Zhang e Lian (2009) adaptados.	69
Figura 39 – Curva ROC com elementos estruturantes com geometria triangular (T), proposta por Zhang e Lian (2009) (Z) e gaussiano (G) no modelo 4M.	70

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Tabela de contingência 2x2 adaptada para a classe de eventos do complexo QRS e não QRS, e o exame sendo o classificador.	43
Tabela 2 – Comparação dos métodos utilizados para detecção do QRS oriunda da tabela de Zhang e Lian (2009) acrescido das quatro últimas linhas com resultados obtidos neste trabalho.	72

Sumário

1. INTRODUÇÃO	19
2. ELETROFISIOLOGIA CARDÍACA.....	21
2.1. Sistema de Derivações.....	25
2.2. Artefatos no Eletrocardiograma.....	26
3. TÉCNICAS DE DETECÇÃO DO COMPLEXO QRS	29
3.1. Detecção utilizando Derivadas	29
3.2. Detecção utilizando Transformada Wavelet.....	30
3.3. Detecção com Redes Neurais	30
3.4. Detecção com Morfologia Matemática	30
3.5. Outras abordagens de Detecção.....	31
4. MORFOLOGIA MATEMÁTICA.....	33
4.1. Elemento Estruturante	33
4.2. Operações da Morfologia Matemática	34
4.3. Morfologia Matemática Multiescalar	39
4.4. Morfologia Matemática Aplicada ao Sinal de Eletrocardiografia.....	42
5. AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DO CLASSIFICADOR.....	43
5.1. Tabela de Contingência e Índices Estatísticos.....	43
5.2. Sensibilidade e Especificidade	46
5.3. Valor Preditivo Positivo e Valor Preditivo Negativo	47
5.4. Curva ROC	48
5.5. Índice AUC.....	50
5.6. Índice DER	51
6. MÉTODOS.....	53
6.1. Banco de Eletrocardiogramas.....	53
6.2. Procedimentos para Detecção.....	54
6.3. Avaliação do Classificador Morfológico.....	55
6.3.1. Curva ROC	55
6.3.2. Índice AUC.....	56
6.3.3. Seleção de Desempenho do Classificador	57
7. RESULTADOS	59
7.1. Resultados com Aplicação de Ruído Estacionário	59
7.2. Resultados com Diferentes Morfologias Matemáticas.....	62
7.2.1. Morfologia Matemática com Elementos Estruturantes Gaussianos.....	62
7.2.2. Morfologia Matemática com Elementos Estruturantes Triangulares.....	64
7.2.3. Morfologia Matemática com Elementos Estruturantes de Zhang e Lian (2009)	66
7.3. Resultados com Diversas Geometrias em 4M.....	68
8. DISCUSSÃO.....	71
REFERÊNCIAS.....	75

1. INTRODUÇÃO

A utilização sistemática da informática na saúde promoveu a rápida evolução da medicina e experiências inovadoras despertam interesse. A introdução do eletrocardiograma (ECG) na década de 1920 (Pastore *et al.*, 2009) ocasionou uma nova idéia na saúde: a análise do sinal biológico, proporcionando o desenvolvimento no campo científico em análise e doenças, servindo de base para desenvolver equipamentos e técnicas de diagnósticos.

No sinal de eletrocardiografia (ECG) o complexo QRS apresenta o padrão de ondas mais característico, sendo que a detecção e acompanhamento das mudanças que podem ocorrer nesse complexo é de fundamental importância para monitoração e análises da variabilidade do batimento cardíaco (Benmalek, Charef e Abdelliche, 2010) e para diversos tipos de diagnósticos clínicos (Yong, Wenxue e Yonghong, 2009).

No entanto, as técnicas de detecção do complexo QRS ainda não atingiram sensibilidade e especificidade unitárias comprometendo a qualidade dos exames de monitoração. Devido a isso, continuam sendo realizadas pesquisas objetivando desenvolver um método robusto e eficiente de detecção do complexo QRS no sinal de ECG.

A morfologia matemática é uma técnica de análise de imagens que baseia-se na teoria dos conjuntos e na geometria integral. A idéia básica consiste na comparação do conteúdo de uma imagem com outra menor, de forma e conteúdo conhecidos, denominada elemento estruturante. Este elemento estruturante contém características geométricas relacionadas com a informação que pretende-se extrair da imagem de interesse (Gonzalez e Woods, 1992).

O uso da morfologia matemática para detectar o complexo QRS no sinal de ECG apresenta o benefício de evitar a banda de sobreposição das frequências do complexo QRS, baixa complexidade computacional e fácil implementação em dispositivos de *hardware* (Zhang e Lian, 2009), comparada com as técnicas tradicionais de detecção.

Na eletrocardiografia foi sugerida uma técnica de filtragem da imagem por Yang, Pu e Qi (2003), um método para a remoção do ruído baseada em um modelo

multiescalar da morfologia matemática contendo três escalas (3M), oriundo da morfologia matemática em escala única (1M), obtendo um desempenho melhor e se tornando promissor na detecção do complexo QRS.

No entanto, apesar dos resultados relatados por Yang, Pu e Qi (2003) indicando o método 3M como sendo promissor na detecção do complexo QRS, verificou-se que a maioria dos picos R detectados tem uma alteração significativa na posição de detecção (defasamento na detecção). Em outras palavras, o método 3M não é capaz de garantir o posicionamento exato do complexo QRS (Hu e Bao, 2010).

O objetivo principal deste trabalho é apresentar um método que, a partir de técnicas tradicionalmente usadas em processamento digital de imagens, especificamente as técnicas de morfologia matemática, determine-se o complexo QRS utilizando quatro escalas (4M).

E como objetivo secundário torná-lo eficiente e com baixa complexidade computacional para detectar o complexo QRS do sinal de ECG, permitir o aumento da precisão e de fácil implementação em sistemas embarcados.

Uma explicação sobre a eletrofisiologia cardíaca tendo como partes a fisiologia, as derivações e os artefatos nos sinais de ECG é apresentada no capítulo 2. No capítulo 3 é realizado um estudo das técnicas existentes para detecção do complexo QRS. No capítulo 4 é apresentada a aplicação da morfologia matemática em sinais na escala de cinza, abordando o elemento estruturante, as operações e a morfologia multiescalar. No capítulo 5 é explicado a avaliação do desempenho do classificador, utilizando a tabela de contingência, sensibilidade, especificidade o valor preditivo positivo, valor preditivo negativo, curva ROC, índice AUC e taxa de detecção de erro. No capítulo 6 é apresentado os métodos utilizados. No capítulo 7 é abordado os resultados em três partes: na primeira parte demonstra o funcionamento do método proposto, na segunda parte realiza a comparação utilizando elementos estruturantes com mesma geometria e alterando apenas o seu tamanho e na terceira parte realiza-se a comparação utilizando elementos estruturantes com geometrias distintas, mas todos com o método 4M. E no capítulo 8 é realizado uma discussão dos resultados obtidos e os trabalhos futuros.

2. ELETROFISIOLOGIA CARDÍACA

O bombeamento cardíaco é iniciado por um pequeno pulso de corrente elétrica, o qual se propaga rapidamente pelo coração, fazendo sua musculatura contrair. Se toda a musculatura do coração se contraísse ao mesmo tempo não haveria o efeito de bombeamento. Então a atividade elétrica inicia no topo do coração e se propaga para baixo e posteriormente inicia um novo ciclo no topo novamente (Guyton, 1992).

O batimento cardíaco ocorre devido ao fato de um grupo de células especializadas, chamadas de marcapasso, modificarem seu potencial de positivo para negativo e voltarem a positivo, de maneira rápida. A primeira onda elétrica de uma contração do coração, ao ser gerado no topo do coração, se propaga baseando-se na habilidade das células cardíacas de conduzirem essa carga elétrica para células adjacentes, ocasionando uma reação em cadeia (Hodgkin e Huxley, 1952).

Observa-se que a onda elétrica que se propaga no coração é resultante de um pulso negativo ocasionando a despolarização, e ocorre com o fluxo de íons positivos (Na^+) para o interior das células, fazendo com que o potencial no exterior das células fique mais negativo. Posteriormente, em um processo chamado repolarização, os íons positivos (K^+) fluem para o exterior da célula fazendo com que o potencial no exterior da célula fique positivo (Hodgkin e Huxley, 1952).

As células especializadas da musculatura cardíaca, as quais são auto-excitáveis e condutoras de impulsos, formam o sistema de condução elétrica e são divididos basicamente em: nó sinusal ou sinoatrial (NSA), feixes internodais, feixe de Bachman, nó atrioventricular (NAV), sistema His-Purkinje (feixe de His e fibras de Purkinje) (Malmivuo e Plonsey, 1995). Como demonstrativo do sistema pode ser observada a figura 1.

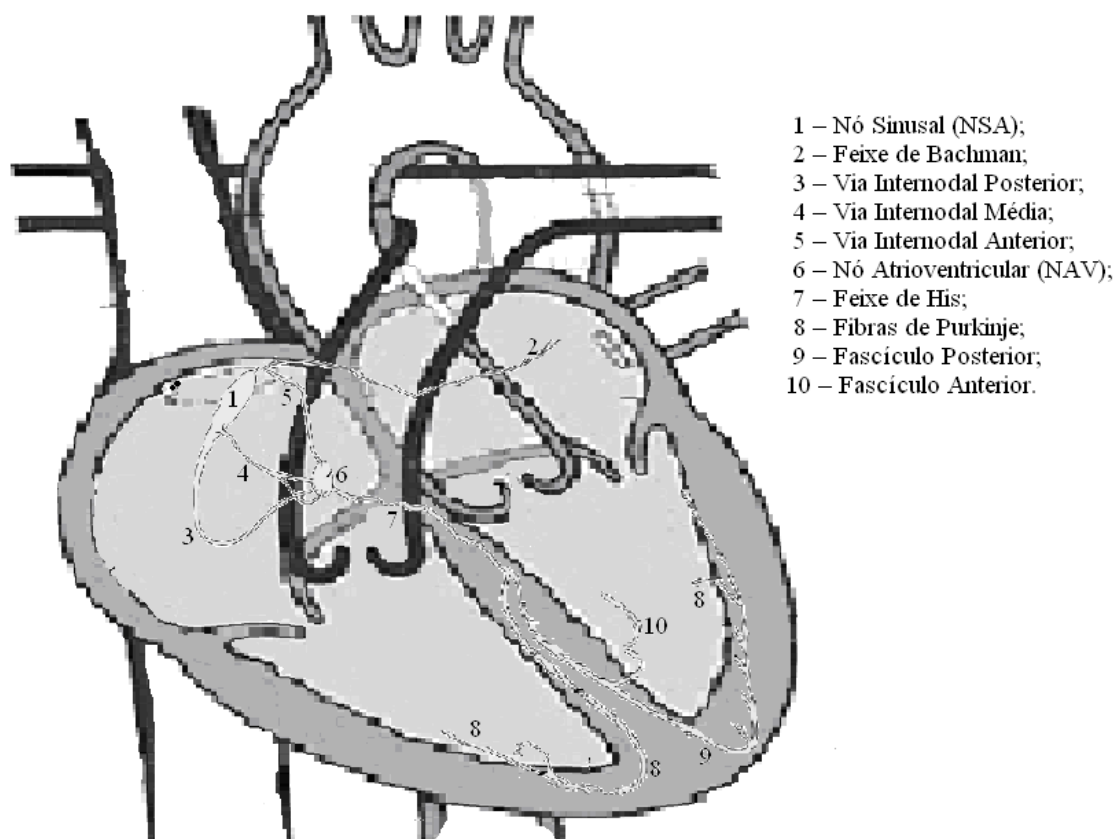


Figura 1 – Estruturas do coração envolvidas com o impulso elétrico cardíaco.
 Fonte: Autoria própria.

Uma maneira simplificada de representar a eletrofisiologia do coração, fazendo uma relação ao apresentado no eletrocardiograma:

- O estímulo elétrico originado no NSA, o qual recebe a inervação simpática e parassimpática, propaga o estímulo elétrico pelos feixes internodais sendo formado basicamente por dois tipos de células especiais: células nodais (células *P*) que estão de maneira central e são responsáveis pelo automatismo cardíaco sendo que o nome *P* provém do fato de serem pálidas *pale* (citoplasma pobre em glicogênio; as células de transição (células *T*) as quais envolvem as células *P* e são intermediárias, realizando a transição com as células do músculo atrial. Essa onda de despolarização, propagada pelos átrios, é representada no eletrocardiograma como onda *P* (Lewis, Oppenheimer e Oppenheimer, 1910).

- Os feixes internodais, por sua vez, realizam a ligação do NSA com o NAV. São constituídos por três vias: anterior, média e posterior. A anterior leva fibras para o átrio esquerdo se comunicando com o feixe de Bachman, conduzindo o impulso do átrio direito para o átrio esquerdo e leva fibras para o NAV. A via média leva fibras para o átrio esquerdo e para o NAV. E a via posterior leva fibras para o átrio direito e para o NAV (James, 1963).
- O impulso elétrico então alcança o NAV, onde se observa pequeno retardo na condução (0,1 s). Está localizado exatamente acima da inserção da válvula septal da válvula tricúspide. Sua função é conduzir o impulso elétrico até os ventrículos pelo feixe de His, sendo dividido em três áreas: a que realiza a transição do miocárdio atrial com o NAV, a área compacta e a que realiza a transição do NAV com o feixe de His (penetrante) (Carvalho, Hoffman e Carvalho, 1969).
- A partir do NAV, o impulso elétrico segue pelo septo interventricular, pelo feixe de His (atrioventricular) que se divide em seus ramos esquerdo e direito para os respectivos ventrículos. O ramo esquerdo do feixe de His ainda bifurca-se em subdivisões: fascículo anterior e fascículo posterior. (Hecht, 1973). Os ramos do feixe de His terminam em numerosas fibras chamadas fibras de Purkinje, que se distribuem amplamente pelo miocárdio e determinam sua despolarização, do endocárdio para o epicárdico, deflagrando a contração ventricular (James, 1963).
- O impulso elétrico que propaga-se do NAV para as fibras de Purkinje e células miocárdicas é representada na eletrocardiograma pelo complexo QRS, que, portanto, representa a despolarização ventricular, que antecede sua contração. Sendo que nas fibras de Purkinje o impulso elétrico é preferencial, variando as velocidades do estímulo, no miocárdio de forma que se contraia praticamente da mesma forma e só penetram a um terço do miocárdio (região subendocárdica) (Davies, 1971).

A propagação do impulso elétrico pelo coração despolarizando e repolarizando as células especializadas gerando o potencial de ação é mostrada na Figura 2. Sendo que o sinal de ECG captado na superfície da pele é o somatório dos potenciais de ação.

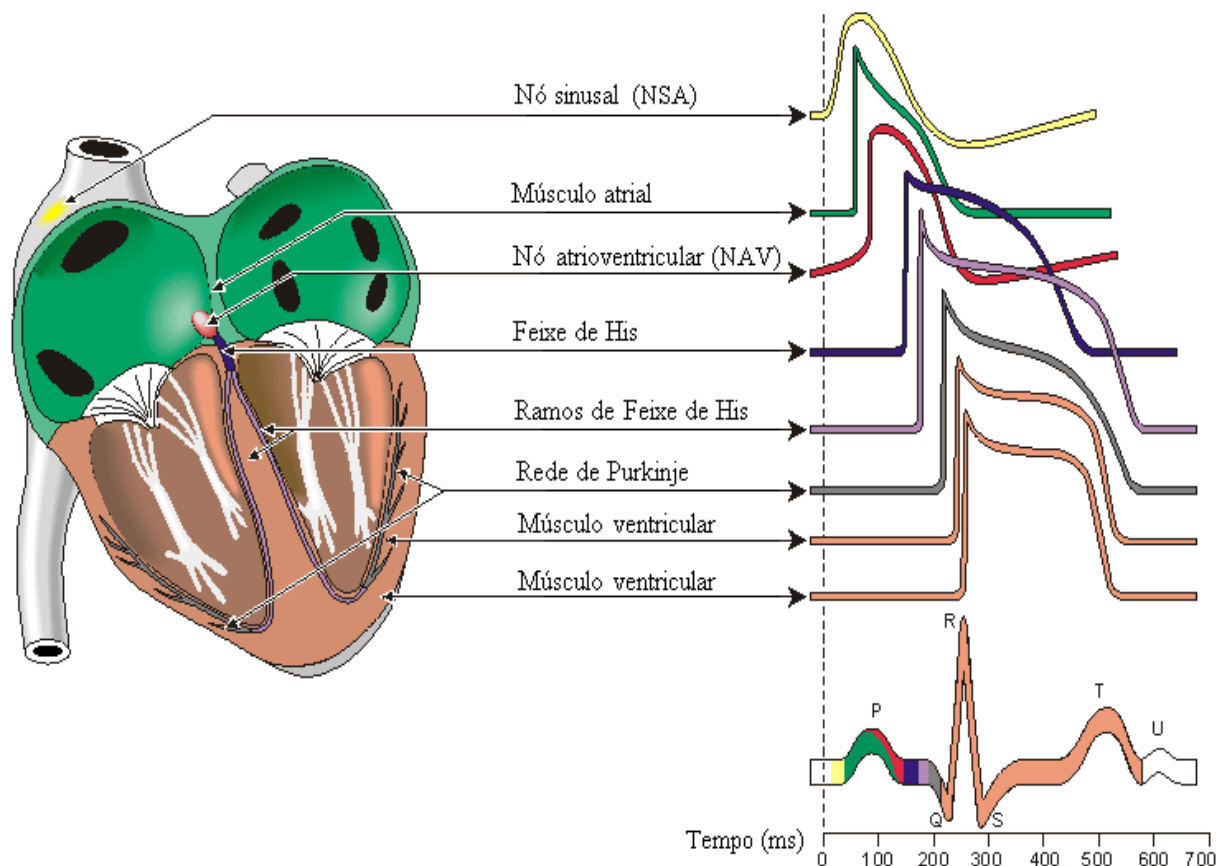


Figura 2 – Propagação do impulso elétrico pelas estruturas do coração.

Fonte: Modificado de Malmivuo e Plonsey (1995).

Pode existir a onda *U*, uma pequena onda observada após a onda *T* e antes da onda *P*, representando uma repolarização tardia dos ventrículos, não possuindo muita relevância clínica (Malmivuo e Plonsey, 1995).

As propriedades básicas da fibra miocárdica são: automação, condução, excitação e contração (Hoffman e Cranefield, 1960):

- Na automação o coração é capaz de se auto-excitar devido a ausência de um estímulo externo (nervoso ou outro) para realizar a contração. É a capacidade que a fibra miocárdica possui de gerar o impulso que determina sua contração (Hoffman e Cranefield, 1960);
- A condução é a propriedade de condução do estímulo elétrico oriundo de uma fibra a outros setores do miocárdio (Hoffman e Cranefield, 1960);

- Na excitação o músculo cardíaco é capaz de responder a determinados estímulos elétricos, mecânicos, químicos (adrenalina, acetilcolina) ou térmicos, gerando potenciais de ação e fazendo com que ocorra a contração proporcional ao estímulo (Hoffman e Cranefield, 1960);
- Na contração ao receber estímulos internos ou externos a fibra miocárdica tem a capacidade de contrair-se (Hoffman e Cranefield, 1960).

2.1. Sistema de Derivações

As correntes elétricas cardíacas podem ser sequencialmente documentadas pelo eletrocardiograma (ECG), que constitui-se por um galvanômetro (Rieira *et al.*, 2008). Para a aquisição dos sinais da atividade elétrica do coração é necessário dispor eletrodos de captação na superfície do corpo em posições padronizadas (Guimarães *et al.*, 2003).

A padronização eletrocardiográfica é formada pela linha que une dois eletrodos, correspondendo ao registro obtido por um eletrodo posicionado em qualquer ponto do corpo. Normalmente são colocados na superfície do tórax e dos membros, de modo não invasivo. No entanto, existem situações nas quais se usam eletrodos no interior do esôfago (derivação esofágica), no interior do coração (derivação endocárdica) ou na superfície do coração (derivação epicárdica) (Rieira *et al.*, 2008).

As derivações são classificadas em três tipos: bipolares, unipolares e precordiais. As derivações bipolares foram propostas primordialmente por Einthoven, e medem a diferença do potencial entre as extremidades (I, II e III), possuindo dois pólos numa mesma derivação. As derivações unipolares foram propostas por Wilson e apresentam 3 derivações nas extremidades: aVR, aVL e aVF. E as derivações precordiais (horizontais) de V1 a V6 possuindo como objetivo analisar a atividade elétrica em vários ângulos distintos (Malmivuo e Plonsey, 1995), conforme mostra a figura 3.

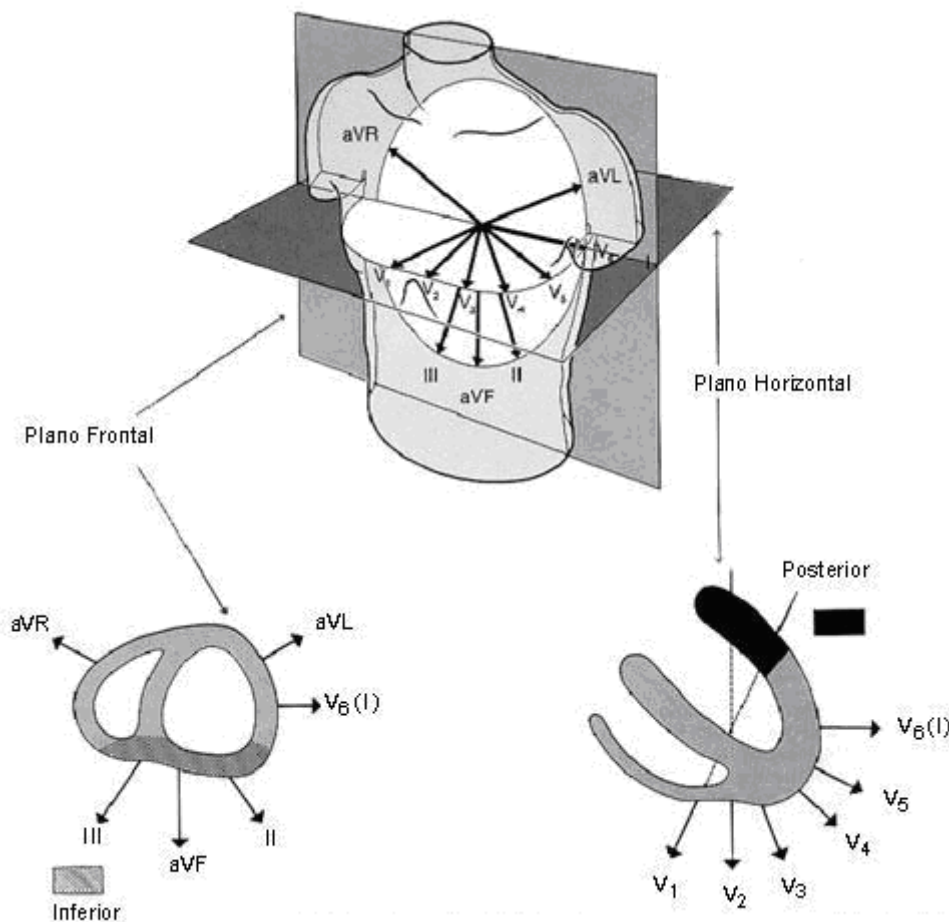


Figura 3 – Derivações cardíacas.

Fonte: Modificado de Malmivuo e Plonsey (1995).

2.2. Artefatos no Eletrocardiograma

Na medição de variáveis cardíacas devem ser levados em consideração dois componentes fundamentais: os artefatos e o sinal componente que é a medida representativa da variável (Barbosa, 2003).

O artefato é qualquer sinal que não seja de ECG, mas que devido a natureza e ação de captação, é adicionado a este e representado no exame de ECG. Sua origem pode ser dividida em três classes: biológicas, instrumentação e externas (Barbosa, 2003):

1) Artefato de origem biológica:

- A atividade muscular gera potenciais causando um aumento na quantidade do espectro do batimento cardíaco analisado, sendo a variação da energia decorrente da atividade muscular respiratória a

principal fonte que descaracteriza o ECG (Sörnmo, 1993; Benmalek, Charef e Abdelliche, 2010);

- O posicionamento do eletrodo próximo ao ápice do coração ou roncos podem ser algumas das causas de vibração, que desencadeiam interferência de maneira sincronizada ao batimento (Goldman, 1986).

2) Artefato de origem instrumental:

- A fonte de alimentação do equipamento na presença de isolamentos elétricos inadequados e os ruídos provenientes pela rede elétrica podem ser observados descaracterizando o sinal (Webster, 2008);
- O mau contato do eletrodo e a colocação inadequada de eletrodos para captação também são fontes de interferência sobre os sinais (Wald, Stone e Khambatta, 1990; Benmalek, Charef e Abdelliche, 2010).

3) Artefato de origem externa:

- As fontes energéticas, como condutores externos de alta energia ou lâmpadas fluorescentes, ocasionam interferência por indução eletromagnética (Webster, 2008).

A classificação do ruído leva em consideração a forma de propagação e o tipo. Quanto à propagação, os ruídos podem ser irradiados e conduzidos.

Os ruídos irradiados são oriundos dos campos magnéticos e elétricos que se propagam pelo ar, assim como as ondas de rádio. Possuem formação em um ponto do sistema e acoplados eletromagneticamente a uma região do circuito na qual interferem. Essa região se torna uma antena para o ruído (Sanches, 2003).

Os ruídos conduzidos são propagados por condução, necessitando de um meio físico para interferir no circuito. Como exemplo, tem-se o cabeamento. A propagação é realizada mais facilmente pelas linhas de fase e neutro até o aparelho no qual interfere, sendo que, na maioria das vezes, inicia-se pela linha de distribuição de energia, devido a extensão da malha elétrica e pelo fato de fornecer energia a diversos tipos de equipamentos (Sanches, 2003).

A classificação do ruído referente ao tipo pode ser: de modo comum sendo propagado pelas linhas de fase e neutro simultaneamente, fechando o circuito pelo plano de terra; de modo diferencial sendo propagado pela linha de fase, fechando o circuito pelo neutro ou pelo plano de terra (Sanches, 2003).

3. TÉCNICAS DE DETECÇÃO DO COMPLEXO QRS

Muitos métodos foram implementados, a fim de detectar precisamente o complexo QRS na presença de ruído sem perda de dados clinicamente significativas. A filtragem pode alterar o sinal e pode haver uma sobrecarga computacional, sendo importante em aplicações de monitoramento em tempo real do coração (Zhang e Lian, 2009).

Do ponto de vista histórico é perceptível o desenvolvimento de algoritmos para detectar o complexo QRS e localizar o início de cada complexo, sendo observado, a partir de um levantamento bibliográfico, o uso de algumas técnicas que podem ser agrupadas baseado em: derivadas, transformada wavelet, redes neurais, morfologia matemática, entre outras.

3.1. *Detecção utilizando Derivadas*

A detecção do complexo QRS fundamentado em derivadas subdivide-se em algoritmos que baseiam-se na amplitude e primeira derivada, sistematizado na primeira derivada apenas e tanto a primeira quanto a segunda derivada.

Os algoritmos que se baseiam na amplitude e primeira derivada foram descritos por Gustafson *et al.* (1977) que utilizaram o algoritmo baseado na análise de derivadas consecutivas e ponto de decisão. Fraden e Neuman (1980) desenvolveram o método baseado em detecção, sendo que um limiar é calculado como uma fração do valor de pico do ECG, com retificação e corte do sinal.

Os algoritmos baseados na primeira derivada foram descritos por Holsinger, Kempner e Miller (1971). Usaram a diferenciação múltipla digital.

Algoritmos que utilizam tanto a primeira quanto a segunda derivada foram utilizados por Balda *et al.* (1977) que usa um regime de limiar para ambas as derivadas e por Ahlstrom e Tompkins (1983) que propuseram um algoritmo de detecção de complexo QRS em tempo real com base na análise da inclinação, amplitude, e largura dos complexos. O algoritmo inclui uma série de filtros e

operadores que realizam derivadas, integrações, operações de limiarização adaptativa e os procedimentos de busca.

Outros algoritmos foram apresentados por Engelse e Zeelenberg (1979) através dos quais o sinal é diferenciado e filtrado por um filtro passa-baixas para localizar as amplitudes ao longo de um certo limite, definindo as regiões na qual os pontos de decisões alternativos de cruzamentos são procurados e assim classificados como sendo mudanças tanto da linha de base como dos complexos QRS. Okada (1979) apresentou o método com três filtros de média móvel, seguido por filtragem passa-baixas e limiar para detectar o complexo QRS.

3.2. Detecção utilizando Transformada Wavelet

Uma implementação de algoritmos com transformada wavelet foi sugerida por Schuck e Wisbeck (2003) utilizando o complexo Morlet. Zhang e Lian (2007b) utilizaram a transformada wavelet com derivadas. Haibing, Xiongfei e Chao (2010), Li, Zheng e Tai (1995) utilizaram um método de cruzamento por zero, *zero-crossings*. Chen, Chen e Chan (2006) utilizaram a transformada wavelet *denoising*.

3.3. Detecção com Redes Neurais

Algoritmos com redes neurais foram aplicados por Cohen *et al.* (1995) utilizando o *perceptron* de múltiplas camadas.

Existem pesquisas utilizando um método híbrido, como a que foi realizada por Szilágyi e Szilágyi (2000), que utilizaram uma adaptação de rede neural baseada na filtragem do sinal de ECG, com uso de filtragem adaptativa para analisar as frequências mais baixas do ECG. E por último, utilizaram uma transformada wavelet para detectar a posição destes complexos e separar as batidas normais e anormais.

3.4. Detecção com Morfologia Matemática

Com Serra (1984) a morfologia matemática encontrou aplicações na análise de imagens biológicas (Braga Neto, 1996), sendo posteriormente desenvolvidos métodos para remoção do ruído, normalização do sinal de ECG (Trahanias, 1993;

Piekarski, Tadejko e Rakowski, 2006) e otimizado o método por Zhang e Lian (2007a).

3.5 Outras abordagens de Detecção

Foi utilizado por Pan e Tompkins (1985) e Hamilton e Tompkins (1986) o filtro passa banda. Posteriormente por Xue, Hu e Tompkins (1992) foi utilizado o método de filtragem adaptativa linear e redes neurais artificiais. Poli, Cagnoni e Valli (1995) utilizaram algoritmos genéticos. Ruha, Sallinen e Nissilä (1997) empregaram filtragem otimizada, Afonso *et al.* (1999) recorreram aos bancos de filtragem.

4. MORFOLOGIA MATEMÁTICA

A morfologia matemática descreve ou analisa a forma de um objeto, concentrando-se na estrutura geométrica da sua imagem. Possui aplicações diversificadas no processamento de imagens, como filtragem, segmentação, restauração, detecção de falhas, análise da textura, análise de formas, dentre outras (Chu e Delp, 1989).

4.1. Elemento Estruturante

A morfologia matemática explora a geometria de uma imagem desconhecida através de uma máscara definida, denominada elemento estruturante, cuja constituição é conhecida (forma e tamanho). Pode assumir várias formas, valores (de 0 a 255) e sua origem pode ser definida em qualquer ponto. O elemento estruturante não necessariamente é uma matriz retangular ou quadrada. O elemento estruturante percorre a imagem, realizando as operações morfológicas em cada pixel da imagem original. Dependendo do elemento estruturante utilizado, exemplificado na figura 4, pode-se realizar a extração de informações relevantes sobre o tamanho e forma de estruturas na imagem. (Gonzalez e Woods, 1992)

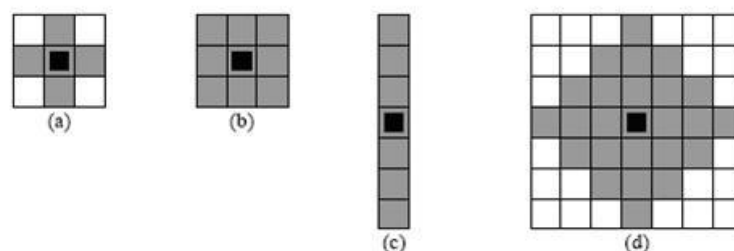


Figura 4 – Exemplos de elementos estruturantes: (a) cruz, (b) caixa, (c) linha vertical, (d) diamante.

Fonte: Modificado de Gonzalez e Woods (1992).

As informações extraídas dependem do elemento estruturante. Existem algoritmos que definem dinamicamente o elemento estruturante de acordo com as

necessidades, embora possa ser escolhido ou arbitrado. Em resumo, todos os processos da morfologia dependem da escolha e do lugar onde o elemento estruturante se posiciona na imagem (Facon, 1996).

Inicialmente o uso da morfologia matemática foi restrito a imagens binárias, nas quais os únicos valores de pixel possíveis são 0 ou 1 (preto ou branco), e posteriormente foi utilizada em imagens em níveis de cinza (Facon, 1996), base para o método proposto.

4.2. Operações da Morfologia Matemática

As operações morfológicas apresentam várias funções dentre elas está a filtragem (Serra, 1984) que constitui o principal recurso neste trabalho.

Nas imagens em tons de cinza são destacadas: operações básicas de dilatação e erosão; operações de abertura e fechamento; e transformadas *top-hat* e *bottom-hat* (Facon, 1996).

As operações de dilatação e erosão são operações básicas, ou fundamentais. São representadas com as letras fundamentais do “alfabeto morfológico”, e os outros operadores podem ser expressos a partir deles (Neves, 2003).

A operação de dilatação destaca-se por apresentar efeitos como: clarear a imagem; alargar e engordar os picos (padrões claros) conectar picos próximos; reduzir e as vezes eliminar vales (padrões escuros); separar vales próximos (Soille, 2003). A dilatação é expressa pela equação (1) e exemplificada na figura 5, sendo que f representa a imagem e g o elemento estruturante.

$$f \oplus g(x) = \max_{(i)} [f(x-i) + g(i)] \quad (1)$$

A operação de erosão apresenta efeitos de: escurecer a imagem; alargar e engordar os vales (padrões escuros); conectar vales próximos; reduzir e as vezes eliminar picos (padrões claros); separar picos próximos (Soille, 2003). Sendo expressa pela equação (2) e ilustrado na figura 6, onde f representa a imagem e g o elemento estruturante.

$$f \ominus g(x) = \min_{(i)} [f(x+i) - g(i)] \quad (2)$$

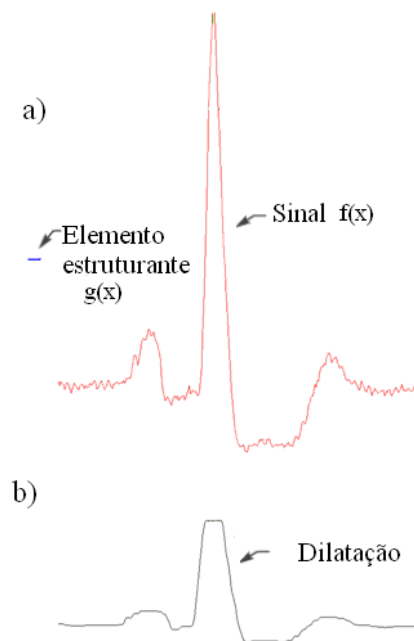


Figura 5 – Exemplo da operação de dilatação: (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$ e (b) sinal após a operação de dilatação com o elemento estruturante.

Fonte: Autoria própria.

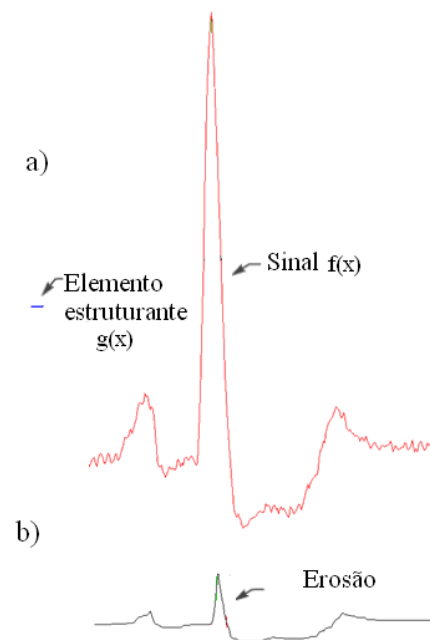


Figura 6 – Exemplo da operação de erosão: (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$ e (b) sinal após a operação de erosão com o elemento estruturante.

Fonte: Autoria própria.

Existem também dois operadores secundários em morfologia matemática que são a abertura e o fechamento (Facon, 1996).

A operação de abertura é a erosão de uma dilatação, com o mesmo elemento estruturante. A idéia do operador de abertura, então, é dilatar a imagem erodida de maneira a recuperar o máximo possível da imagem original (Soille, 2003). A abertura é expressa pela equação (3), onde f representa o sinal e g o elemento estruturante conforme é ilustrada na figura 7.

$$f \circ g(x) = f \oplus g(\ominus g)(x) \quad (3)$$

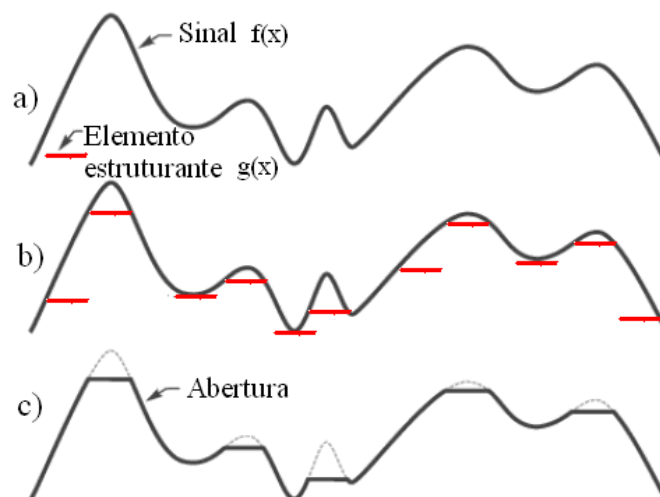


Figura 7 – Exemplo da operação de abertura: (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$, (b) sinal seguido pelo elemento estruturante, (c) sinal após a operação de abertura.

Fonte: Modificado de Facon (1996).

A operação morfológica de fechamento é a operação de dilatação seguida de erosão, usando o mesmo elemento estruturante. Sendo expressa pela equação (4) e ilustrado na figura 8, onde f representa o sinal e g o elemento estruturante.

$$f * g(x) = f \ominus g(\oplus g)(x) \quad (4)$$

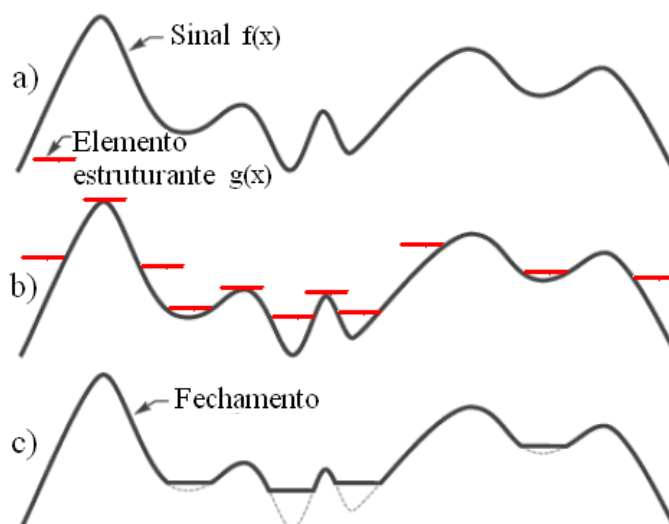


Figura 8 – Exemplo da operação de fechamento: (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$, (b) sinal seguido pelo elemento estruturante e c) sinal após a operação de fechamento.

Fonte: Modificado de Facon (1996).

As transformadas, por sua vez, são muito utilizadas na remoção de objetos usando um elemento estruturante que não se encaixa nos objetos a serem removidos, fazendo com que, através da operação de diferença, apenas os componentes removidos permaneçam na imagem (Gonzalez e Woods, 1992).

A transformada *top-hat* tem como função ressaltar os vales (regiões escuras) da imagem. É composto de um fechamento com um elemento estruturante e em seguida subtraem-se as imagens. Utilizada para objetos escuros sobre um fundo claro, sendo o seu uso importante na correção dos efeitos da iluminação não uniforme (Gonzalez e Woods, 1992). A transformada *top hat* é expressa pela equação 5 e ilustrada na figura 9, onde f representa a imagem e g o elemento estruturante.

$$That(f(x)) = f(x) - f \circ g(x) \quad (5)$$

A transformada *bottom-hat* é a diferença entre o resultado do fechamento e a imagem original (Gonzalez e Woods, 1992). É expressa pela equação (6) e ilustrada na figura 10, onde f representa a imagem e g o elemento estruturante.

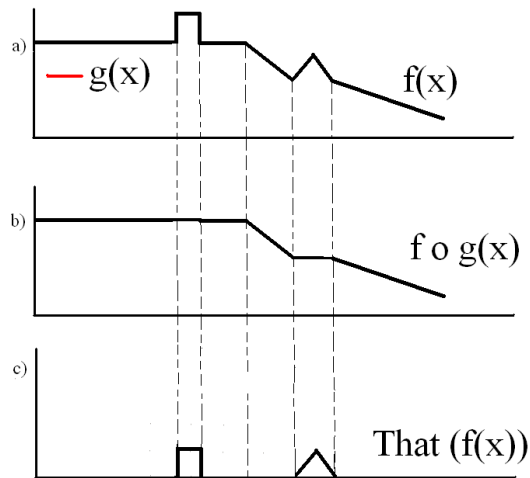


Figura 9 – Exemplo da transformada *top-hat*: (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$, (b) sinal seguido pela operação de abertura e (c) imagem *top-hat* resultante da subtração da imagem original com a imagem de após a operação de abertura.

Fonte: Modificado de Facon (1996).

$$\text{Bhat}(f(x)) = f * g(x) - f(x) \quad (6)$$

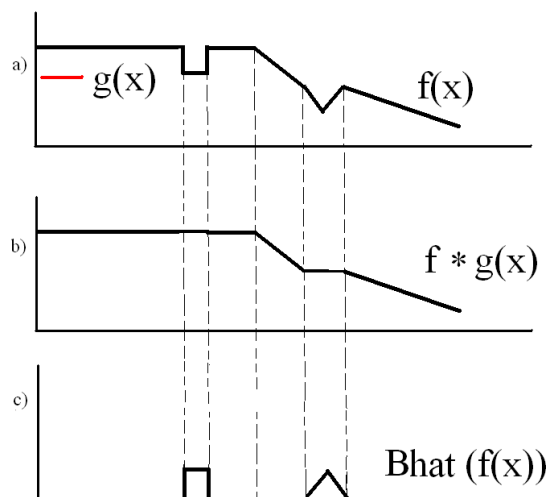


Figura 10 – Exemplo da transformada *bottom-hat*: (a) sinal $f(x)$ e elemento estruturante $g(x)$, (b) sinal seguido pela operação de fechamento e (c) sinal *bottom-hat* resultante da subtração do sinal da operação de fechamento com o sinal original.

Fonte: Modificado de Facon (1996).

4.3. Morfologia Matemática Multiescalar

A morfologia matemática multiescalar é uma extensão da morfologia matemática, apresentando as mesmas operações: dilatação, erosão, abertura, fechamento e transformadas *top-hat* e *bottom-hat* (Dougherty e Lotufo, 2003).

Na morfologia multiescalar, a escala J do elemento estruturante é definida como:

$$G_J = g_1(n) \otimes g_2(n) \otimes \dots \otimes g_i(n)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} G_1 = g_1(n) \\ G_2 = g_1(n) \otimes g_2(n) \\ G_3 = G_2(n) \otimes g_3(n) \\ G_4 = G_3(n) \otimes g_4(n) \end{array} \right. \quad (7)$$

Onde $i = 1, 2, 3, \dots, J$ e os operadores podem ser qualquer uma das operações apresentadas pelas equações de (1) a (6). E G_1 é o elemento estruturante em uma escala, G_2 é o elemento estruturante em duas escalas, G_3 é o elemento estruturante em três escalas e G_4 é o elemento estruturante em quatro escalas.

O processamento de imagem com a forma multiescalar de abertura e fechamento de operações supera a dilatação e erosão tradicional na filtragem, devido à sua independência espacial (Gonzalez e Woods, 1992).

A combinação das operações de abertura e de fechamento proporcionam um método simples e formal para a extração do pico ou vale (Soille, 2003). Na abertura de uma sequência de dados, pode-se interpretar da seguinte forma: deslizamento do elemento estruturante ao longo do sinal. O resultado são os picos alcançados por qualquer parte do elemento estruturante. Do mesmo modo, a operação de fechamento de uma sequência de dados pode ser interpretado como o deslizamento de uma versão rotacionada do elemento estruturante ao longo da sequência de dados, e o resultado é a obtenção dos vales alcançados por qualquer parte do elemento estruturante. Na maior parte das aplicações o uso da operação de abertura

é com o objetivo de suprimir picos enquanto o uso de operação de fechamento é utilizados para suprimir os vales (Yang, Pu e Qi, 2003).

A transformada *top-hat* tem a finalidade de produzir uma saída que consiste nos picos de sinal. Da mesma forma, a transformada *bottom-hat* extrai os vales (picos negativos). A combinação linear das operações *top-hat* e *bottom-hat* forma um extrator pico-vale (Zhang e Lian, 2009) que é representada pela equação (8).

$$\text{Hat}(f(n)) = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^J K_j^T \text{That}(f(n))_j - \frac{1}{2} \sum_{j=1}^J K_j^T \text{Bhat}(f(n))_j \quad (8)$$

Onde J é o número de escalas da morfologia matemática e os coeficientes de ponderação são:

$$K_j^T = K_j^B = K_j = \left(\frac{1}{2}\right)^{J+1-j} \quad \text{e } j=1,2,\dots,J \quad (9)$$

Para suavizar o sinal, reduzir os picos e completar os vales, é utilizado um fator de correção que são combinações de operações com abertura e fechamento (Trahanias,1993) sendo um fator de correção. Estas operações, por sua vez, devem ser de estrutura curta para eliminar o ruído de maneira eficaz e não gerar uma deteriorização das informações necessárias para detectar o complexo QRS (Trahanias,1993; Chu e Delp, 1989), sendo expressa pela equação (10).

$$F(f(n)) = \frac{1}{2} (f \circ G_J(n) + f * G_J(n)) \quad (10)$$

Onde J é igual a 4 e os elementos estruturantes de $G_J(n)$ são definidos como $G_1 = g_1(n)$, $G_2 = g_1(n) \otimes g_2(n)$, $G_3 = G_2(n) \otimes g_3(n)$ e $G_4 = G_3(n) \otimes g_4(n)$, sendo que na morfologia 3M os valores de g_1 , g_2 e g_3 são estabelecidos empiricamente através de experimentos (Piekariski, Tadejko e Rakowski, 2006).

Dessa forma pela combinação de diferentes elementos estruturantes e operadores multiescalares, uma estrutura 4M foi estabelecida para a filtragem do sinal de ECG, apresentada por (11) e desenvolvida em (12) e (13).

$$y(n) = F(f(n)) + Hat(F(n)) \quad (11)$$

$$y(n) = \frac{1}{2} \left(f \circ G_J(n) + f * G_J(n) + \sum_{j=1}^J K_j^T That(f(n))_j - \sum_{j=1}^J K_j^T Bhat(f(n))_j \right) \quad (12)$$

$$y(n) = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^J ((K_j f \circ G_J(n) - f * G_J(n)) + f * G_J(n)) \quad (13)$$

Outro fator importante para adoção da morfologia matemática está relacionada com o consumo reduzido de energia, devido em sua formulação não utilizar a operação de multiplicação, apenas registros, comparadores e somadores (Zhang e Lian, 2009).

Uma outra característica relaciona-se na semelhança da fórmula do filtro morfológico 4M com o filtro digital FIR. No entanto, observa-se duas diferenças: os elementos de retardo no filtro FIR são substituídos pelas operações de abertura ou fechamento; existe uma operação de fechamento adicional multiescalar. Por outro lado há a possibilidade do filtro FIR ser modificado para atuar como filtro morfológico 4M modificando os elementos de retardo, nos operadores de abertura ou fechamento (Zhang e Lian, 2009).

Uma representação da estrutura do filtro morfológico 4M é apresentada na Figura 11.

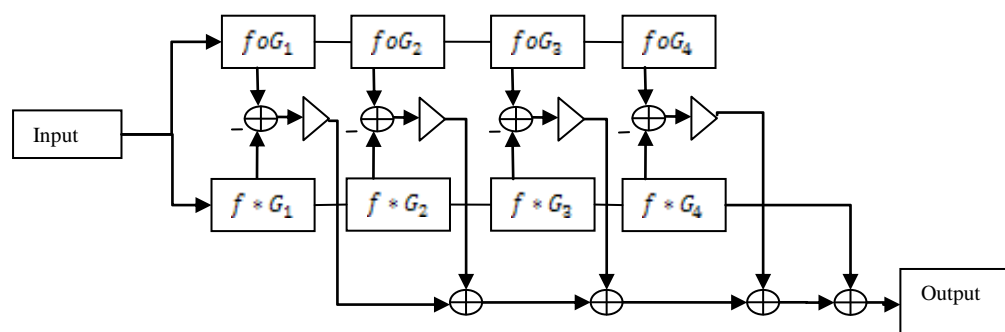


Figura 11 – Estrutura do filtro 4M.

Fonte: Autoria própria.

4.4. Morfologia Matemática Aplicada ao Sinal de Eletrocardiografia

Num sistema de classificação de alvos, é essencial que se possa extrair características precisas destes, com a intenção de potencializar os acertos do sistema, sendo que o problema de classificação automática do complexo QRS é abordado amplamente (Chazal e Reilly, 2006; Hu, Palreddy e Tompkins, 1997; Khadra, Al-Fahoum e Binajjaj, 2005).

O sinal de ECG é processado de modo semelhante a uma imagem em escala de cinza e por esta razão é possível a utilização da morfologia matemática sendo proposta como método para detectar os componentes de interesse a partir do sinal descaracterizado (Trahanias, 1993).

Devido a característica da morfologia matemática não requerer conhecimento antecipado do espectro de frequência do sinal investigado, apresenta o benefício de evitar a banda de sobreposição das frequências do complexo QRS, baixa complexidade computacional, fácil implementação em um sistema embarcado e operando no sinal com duplo objetivo: remover a componente de ruído e extrair a componente útil do sinal (Yang, Pu e Qi, 2003).

No entanto, para a aplicação adequada da morfologia matemática é necessário projetar corretamente o elemento estruturante, isto é, seu formato e tamanho. O resultado depende das características do tipo do sinal de entrada e do elemento estruturante (Tadejko e Rakowski, 2007).

5. AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DO CLASSIFICADOR

Efetuar uma comparação de desempenho entre dois classificadores através de índices de avaliação diferentes, em uma condição não conhecida de avaliação, nem sempre é fácil ou possível. É possível recorrer a diversos índices de desempenho disponíveis na literatura que expressem conjuntamente as características da sensibilidade e da especificidade para determinar qual é o classificador com melhor desempenho: a curva ROC (Tilbury *et al.*, 2000), o índice AUC da curva ROC (DeLong, DeLong e Clarke-Pearson, 1988), o índice de Youden (Youden; 1950, Hilden e Glasziou, 1996), o coeficiente de correlação de Matthews (Matthews, 1975), a correlação aproximada (Bursset e Guigó, 1996), taxa de detecção de erro (Zhang e Lian, 2007a), entre outros.

Neste trabalho serão usados para avaliação de desempenho a curva ROC, a área sob a curva ROC (índice AUC) e a taxa de detecção de erro (DER).

5.1. Tabela de Contingência e Índices Estatísticos

A tabela de contingência (*contingency table*) ou tabela de confusão (*confusion table*) ou teste-diagnóstico (Massad *et al.*, 2004) aplicado nas condições deste trabalho (tabela 1) apresenta as combinações dos eventos do complexo QRS que se deseja identificar (coluna QRS). E a outra classe (coluna não QRS) é composta por todos os demais eventos do sinal de ECG. O teste tem como resultado positivo a indicação do evento complexo QRS e resultado negativo a indicação dos demais eventos.

Tabela 1 – Tabela de contingência 2x2 adaptada para a classe de eventos do complexo QRS e não QRS, e o exame sendo o classificador.

CLASSIFICADOR		EVENTOS		
		QRS	NÃO QRS	
	POSITIVO	VERDADEIRO POSITIVO (VP)	FALSO POSITIVO (FP)	TOTAL DE POSITIVOS (VP+FP)
	NEGATIVO	FALSO NEGATIVO (FN)	VERDADEIRO NEGATIVO (VN)	TOTAL DE NEGATIVOS (FN+VN)
		TOTAL DE QRS (VP+FN)	TOTAL DE NÃO QRS (FP+VN)	TOTAL (VP+VN+FP+FN)

A apresentação de um padrão do complexo QRS para o classificador e a indicação de positivo como resultado representa o verdadeiro positivo (VP). A apresentação de um padrão não compatível com o complexo QRS para o classificador e a indicação de negativo como resultado representa o verdadeiro negativo (VN). Estas situações representam acertos do classificador, conforme ilustra a figura 12.

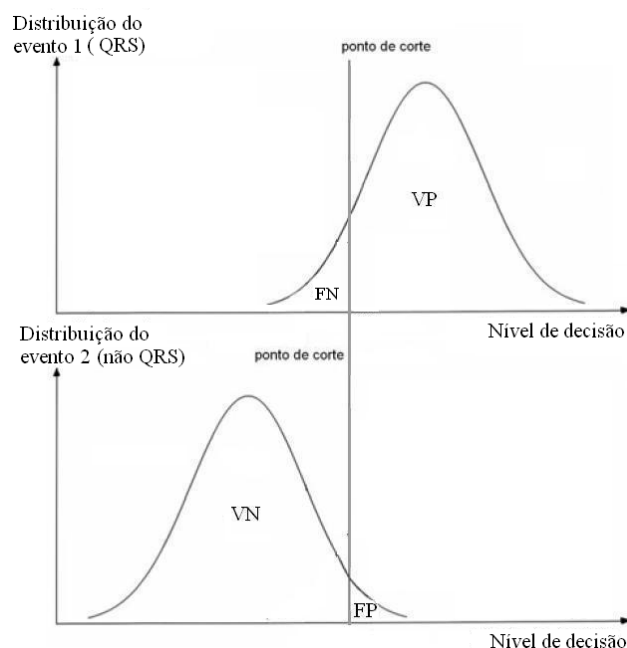


Figura 12 – Distribuição hipotética de eventos e a classificação em verdadeiro positivo (VP), falso negativo (FN), verdadeiro negativo (VN) e falso positivo (FP), em relação a um ponto de corte.

Fonte: Autoria própria.

A apresentação de um padrão do complexo QRS e a indicação do classificador de resultado negativo representa o falso negativo (FN). A apresentação de um padrão do complexo não QRS e a indicação do classificador de resultado positivo representa o falso positivo (FP). Estas duas ótimas situações representam erros de classificação do classificador.

A figura 12 representa a distribuição hipotética de eventos, em relação a um ponto de corte e a figura 13 apresenta um exemplo de sinal de ECG e as possibilidades de classificação.

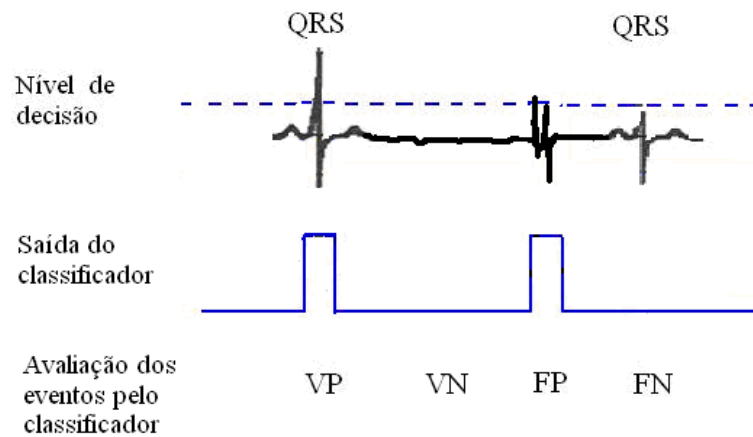


Figura 13 – Exemplo de sinal e padrão de classificação considerando o nível de decisão.

Fonte: Autoria própria.

Com base nos padrões adotados será aplicado um algoritmo, verificando o comportamento do classificador numa determinada condição. Para cada nova condição de morfologia matemática multiescalar é gerado um novo conjunto de estatísticas, com os índices VP, VN, FP e FN. Para o valor adotado do limiar de decisão verifica-se o valor de saída do sistema e efetua-se a atualização da matriz dos indicadores estatísticos. Ou seja, aplicam-se os dados na tabela de contingência 2x2 e determina-se o desempenho do classificador para este conjunto de padrões. A equação 14 representa as relações de dependência entre os índices estatísticos.

$$(VP, VN, FP, FN) = f(\text{tipo de morfologia matemática, elemento estruturante, conjunto de teste, limiar de decisão}) \quad (14)$$

Este procedimento é repetido para todo o conjunto de padrões de validação e para cada valor de limiar de decisão com um determinado valor de incremento.

Os índices estatísticos da tabela de contingência (VP, VN, FP e FN) permitem gerar outros índices que quantificam o desempenho do teste: sensibilidade, especificidade, valor preditivo positivo e valor preditivo negativo.

5.2. Sensibilidade e Especificidade

Obtida a matriz com os valores dos indicadores estatísticos (VP, VN, FP, FN) são calculados os vetores de sensibilidade e especificidade para uma determinada condição em função dos valores do limiar de decisão (*threshold*) (Massad *et al.*, 2004).

A sensibilidade, ou a razão de verdadeiros positivos, é definida como a porcentagem dos verdadeiramente QRS, indicados como QRS, como apresenta a equação 15 (Massad *et al.*, 2004).

$$\text{sensibilidade} = \frac{VP}{VP + FN} \quad (15)$$

A especificidade, ou a razão de verdadeiros negativos, é definida como a porcentagem dos verdadeiramente não QRS, indicados como não QRS, como apresenta a equação 16 (Massad *et al.*, 2004).

$$\text{especificidade} = \frac{VN}{VN + FP} \quad (16)$$

Estes índices são apresentados graficamente, baseado nas distribuições da figura 12, conforme ilustra a figura 14.

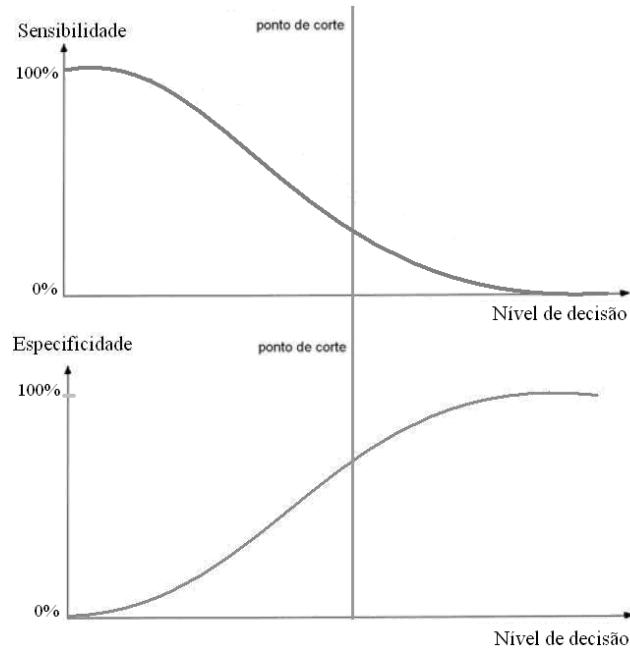


Figura 14 – Sensibilidade e especificidade em função do nível de decisão.

Fonte: Autoria própria.

5.3. Valor Preditivo Positivo e Valor Preditivo Negativo

O valor preditivo positivo (VPP) é a capacidade do exame em indicar corretamente os QRS, como apresenta a equação 17 (Massad *et al.*, 2004).

$$VPP = \frac{VP}{VP + FP} \quad (17)$$

O valor preditivo negativo (VPN) estabelece a capacidade do exame em indicar corretamente os eventos não QRS (Massad *et al.*, 2004), como apresenta a equação 18.

$$VPN = \frac{VN}{VN + FN} \quad (18)$$

De forma semelhante são calculados os índices de valor preditivo positivo (VPP) e valor preditivo negativo (VPN) em função do limiar de decisão, sendo apresentados pela Figura 15.

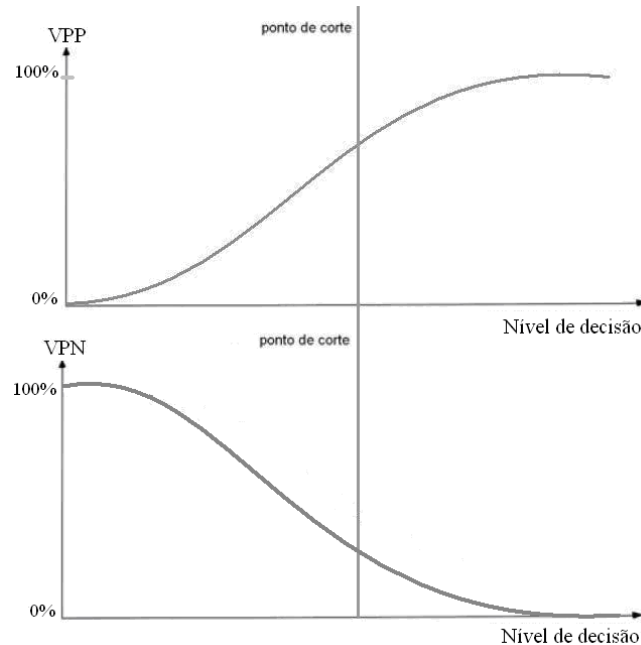


Figura 15 – Valor preditivo positivo e valor preditivo negativo, em função do nível de decisão.

Fonte: Autoria própria.

5.4. Curva ROC

A curva ROC (*Receiver Operating Characteristics*) é composta por um conjunto de pares de valores de sensibilidade e especificidade, dispostos no primeiro quadrante do plano cartesiano. Estes pontos são interligados por algum método de interpolação, descrevendo a curva ROC, desde a origem do gráfico (sensibilidade = 0, especificidade = 1), até o extremo oposto do quadrante (sensibilidade = 1, especificidade = 0) (Massad *et al.*, 2004).

A curva ROC apresenta os valores da fração de falsos positivos ($1 -$ especificidade), que é o complemento da especificidade, no eixo das abscissas e apresenta os valores da fração de verdadeiros positivos (sensibilidade) no eixo das ordenadas (Massad *et al.*, 2004), conforme apresenta a Figura 16.

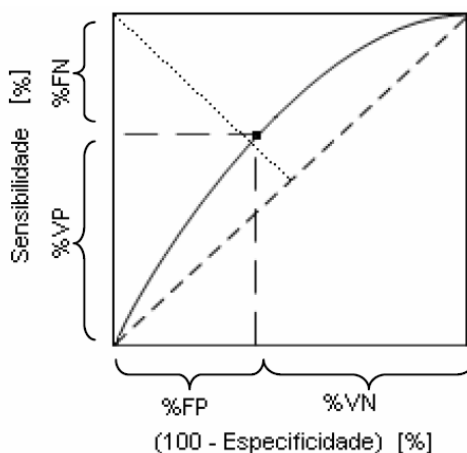


Figura 16 – A curva ROC representando a relação entre a sensibilidade e a especificidade do classificador.

Fonte: Autoria própria.

A cada valor do limiar de decisão do classificador corresponde um ponto na curva ROC, representando a relação de sensibilidade e especificidade do classificador para este limiar (Sovierzoski e Azevedo, 2008).

Na Figura 16, a diagonal tracejada representa um classificador que não consegue discriminar, ou seja, é um sistema de classificação no qual o percentual de verdadeiros positivos é igual ou menor ao percentual de falsos positivos. Quanto mais afastada a curva estiver acima da linha tracejada, conforme indicado na Figura 16, melhor será a discriminação do classificador. O classificador ideal possui $FN = 0$ e $FP = 0$, ou seja, sensibilidade = 1 e especificidade = 1 (Brown e Davis, 2006).

Um índice comum extraído da análise da curva ROC é a área sob a curva (*Area Under the ROC Curve* – AUC), assumindo valores entre 0,5 (sem discriminação, quando $VP = FP$) e 1,0 (discriminação ideal, quando $FP = FN = 0$). A vantagem de se comparar o índice AUC de classificadores é que este independe do limiar de decisão. Na curva ROC, é eliminada a influência do limiar de decisão nos valores de sensibilidade e especificidade (Erkel e Pattynama, 1998).

Outro índice do desempenho é a taxa de erro igual (*Equal Error Rate* – EER), obtida no ponto da curva onde a sensibilidade e a especificidade assumem o mesmo valor, ou quando $FN = FP$. Na curva ROC, o índice EER pode ser observado na semi-diagonal pontilhada (Sovierzoski, 2009), conforme apresenta a Figura 16.

5.5. Índice AUC

Na análise da curva ROC, um dos principais índices de discriminação do sistema sob análise é a área sob a curva (*Area Under the ROC Curve – AUC*). A Figura 17 apresenta as abordagens para a avaliação da área sob a curva ROC.

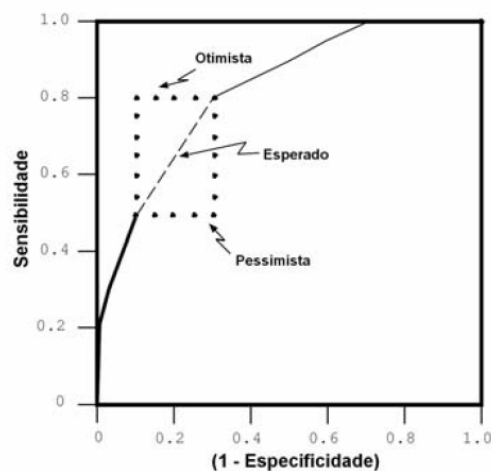


Figura 17 – Abordagens para determinação da área sob a curva ROC.

Fonte: Modificado de Fawcett (2004).

Na abordagem otimista assume-se pontos de operação que aumentam o valor do índice AUC, mas é uma situação irreal. Na abordagem esperada executa-se uma interpolação linear entre os pontos da curva ROC, mas também representa situações em que a curva ROC não apresenta estes desempenhos, sendo irreal. Na abordagem pessimista, assume-se o mesmo valor de sensibilidade do ponto inferior da curva ROC, até o próximo ponto da curva para a direita. Apesar de ser denominada de pessimista, esta é a situação real de operação da curva ROC, expressando de forma mais correta o índice AUC (Fawcett, 2004).

Obuchowski (2003) apresenta na Figura 18 um exemplo de duas curvas ROC com comportamentos diferentes em termos de sensibilidade e especificidade, mas que possuem o mesmo valor do índice AUC. Neste exemplo, o valor do índice AUC não contribui para indicar qual é o melhor classificador.

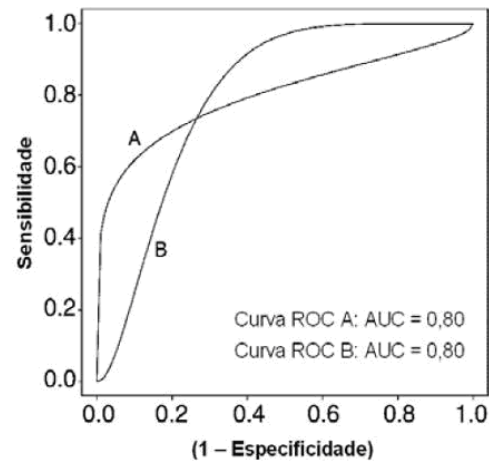


Figura 18 – Duas curvas ROC com comportamentos diferentes, mas com mesmo valor de índice AUC.

Fonte: Modificado de Obuchowski (2003).

5.6. Índice DER

A taxa de detecção de erro (*detection error rate* - DER) é uma medida usada para identificar o número de erros, composto por falsa detecção (FP) e detecção perdida (FN), em relação à quantidade total de positivos do sistema. O procedimento adotado para o cálculo é dado pela equação 19 (Zhang e Lian, 2007a). Sendo que, quanto menor o seu valor melhor é o classificador.

$$DER = \frac{(FP + FN)}{\text{Total de eventos QRS}} \quad (19)$$

6. MÉTODOS

6.1. Banco de Eletrocardiogramas

Para a realização do trabalho foi utilizado o banco de sinais desenvolvido pelo *Beth Israel Hospital* (BIH) e MIT que apresentam um banco de sinais de ECG com arritmia. Estes sinais servem como base de teste para a investigação em dinâmica cardíaca. O banco, denominado MIT/BIH, contém 48 gravações de arritmias de dois canais de ECG em ambulatório, obtidos de 47 indivíduos do laboratório do BIH entre 1975 e 1979 (Moody e Mark, 1990).

A gravação de sinais utilizada foi o arquivo 105 devido a apresentar um nível de dificuldade maior na detecção do complexo QRS. Um exemplo do sinal e da marcação do evento é apresentada pela figura 19.

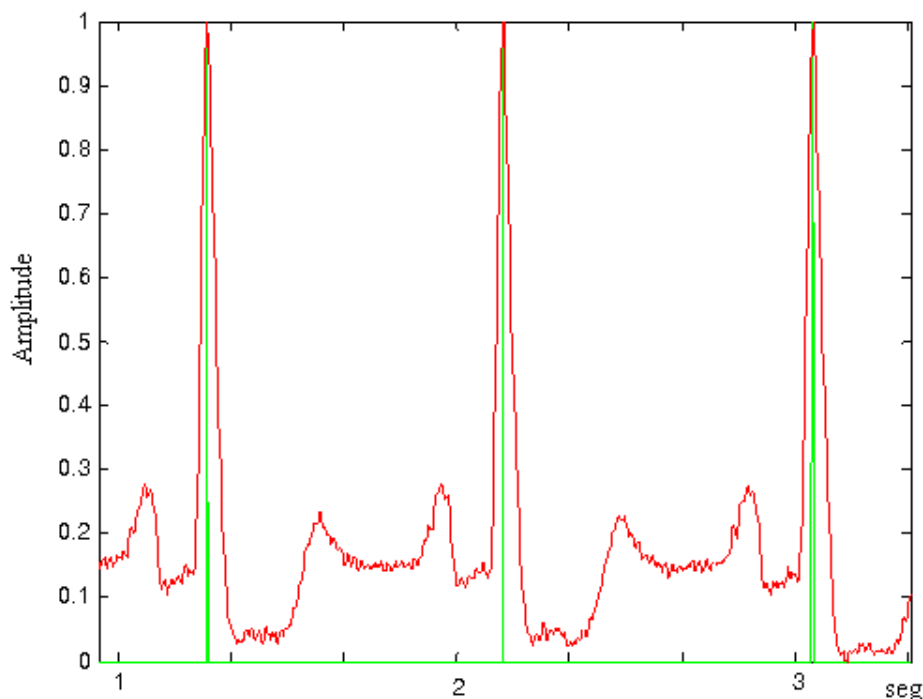


Figura 19 – ECG do banco de dados do MIT/BIH: (a) em vermelho sinal de ECG e (b) em verde marcação do especialista do pico R.

Fonte: Autoria própria.

6.2. Procedimentos para Detecção

Os procedimentos para a detecção do complexo QRS no sinal de ECG são apresentadas na figura 20, sendo $u(n)$ a função de entrada do sinal oriundo do banco de dados de ECG.

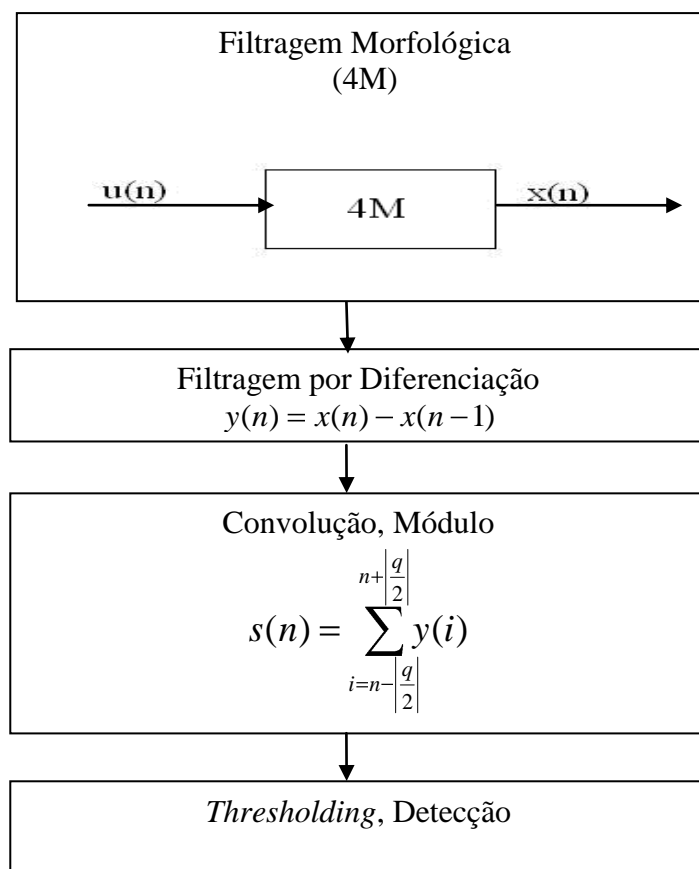


Figura 20 – Diagrama de blocos do procedimento para detecção do QRS.

Fonte: Modificado de Zhang e Lian (2009).

A filtragem por morfologia matemática é feita com o intuito de realizar a manipulação e o tratamento dos sinais para destacar, claramente, as áreas correspondentes ao complexo QRS, extraindo informações relativas à geometria e à topologia desconhecida. Mais detalhes encontra-se no item 4.3 (morfologia multiescalar).

Posterior a filtragem 4M, é realizada no sinal uma operação diferencial, cujo objetivo é ressaltar a linha de base.

Na saída da segunda filtragem o sinal encontra-se pequeno e por este motivo é realizada a operação de convolução, do módulo da derivada com um grupo de amostras, para aumentar a largura do pulso detectado para o tamanho máximo que o QRS pode ter e realiza-se também o módulo para ter a saída apenas positiva.

Para a detecção do pico é realizada uma comparação do $s(n)$ com um limiar pré-definido e estipulado, sendo utilizado como uma função de decisão em ligação com a localização do QRS proposto, sendo definido empiricamente como tendo um percentual do valor do pico mais alto de $s(n)$.

Se o valor de $s(n)$ apresenta-se maior do que o limiar, manterá o sinal final correspondente para a detecção de pico, denotado como final $y(n)$ como sendo o mesmo valor em $s(n)$. Caso contrário, define-se o final correspondente $y(n)$ para zero. Uma vez que o sinal $y(n)$ é definido, os picos do complexo QRS podem ser facilmente detectados.

6.3. Avaliação do Classificador Morfológico

Nesta seção são descritos os métodos e os procedimentos utilizados para realizar a avaliação do classificador da morfologia matemática multiescalar. Estes procedimentos utilizam o conjunto de dados de teste do MIT/BIH e uma função de discriminação de saída. Para fazer as análises é necessário definir um valor de incremento para o ponto de decisão (*threshold*) e assumir todos os valores possíveis da função de morfologia matemática. O desempenho da morfologia matemática multiescalar é muito dependente do valor adotado para o ponto de decisão.

6.3.1. Curva ROC

A curva ROC é gerada a partir dos vetores de sensibilidade e especificidade para todos os níveis de decisão, conforme apresenta a figura 21. Portanto, existe uma curva ROC para cada morfologia matemática multiescalar aplicada.

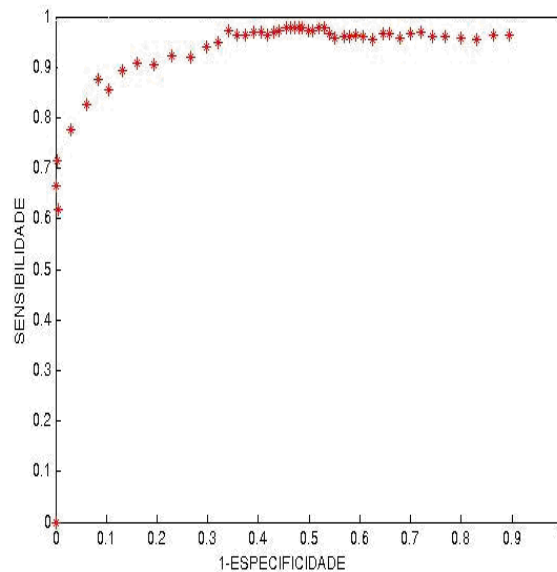


Figura 21 – Curva ROC de um classificador morfológico para um determinado elemento estruturante.

Fonte: Autoria própria.

Como existem diversos pares ordenados de sensibilidade e especificidade com os mesmos valores, estes serão plotados na curva ROC como um único ponto. A curva ROC terá menos pontos que o gráfico de sensibilidade e especificidade em função do limiar de decisão. Os saltos entre dois pontos na curva ROC indicam que, para os valores do ponto de decisão utilizados, não existe um classificador com desempenho para funcionar nesta região. Estes mesmos saltos ocorrem no gráfico de sensibilidade e especificidade em função do ponto de decisão.

6.3.2. Índice AUC

O índice AUC representa a área sob a curva ROC. O procedimento adotado para o cálculo da área é a adição das áreas dos retângulos determinados pela altura entre o ponto da curva ROC e a base, multiplicado pela largura até a lateral do próximo retângulo, conforme apresenta a figura 22.

Alguns dos trabalhos com curva ROC e índice AUC utilizam a soma média de Riemann, ou a soma a direita de Riemann ou ainda a soma trapezoidal de Riemann para o cálculo da área. Outros trabalhos, devido à importância do índice AUC como

índice de discriminação da curva ROC, tentam maximizar a área através de outras abordagens. (Sovierzoski, 2009)

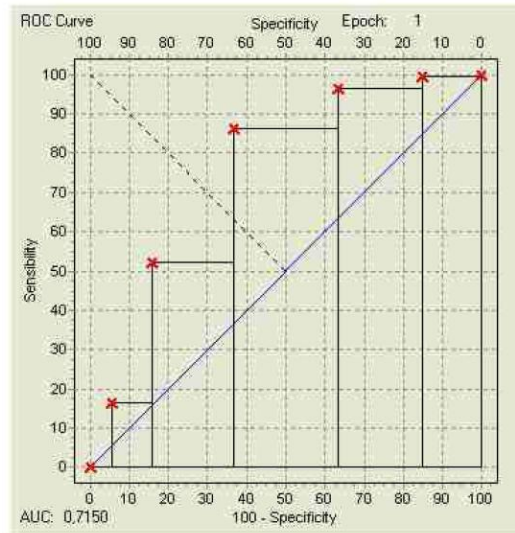


Figura 22 – Curva ROC ilustrando o procedimento de cálculo do índice AUC pela soma de Riemann à esquerda.

Fonte: Modificado de Sovierzoski (2009).

6.3.3. Seleção de Desempenho do Classificador

Como foi apresentado, existe uma curva ROC para cada morfologia matemática multiescalar. Ao final de uma análise obtêm-se diversas curvas ROC com características de desempenho particulares a cada morfologia matemática multiescalar.

7. RESULTADOS

Os resultados obtidos são apresentados em três partes: na primeira parte demonstra-se o funcionamento do método proposto; na segunda parte realiza-se a comparação utilizando elementos estruturantes com mesma geometria e alterando-se apenas o seu tamanho; e na terceira parte realiza-se a comparação utilizando elementos estruturantes com geometrias distintas mas todos com o método 4M.

7.1. Resultados com Aplicação de Ruído Estacionário

Os resultados obtidos em cada etapa do processo de filtragem e detecção são apresentadas pelas figuras 23 a 28.

A figura 23 apresenta uma parte do sinal de ECG, possuindo flutuação da linha de base.

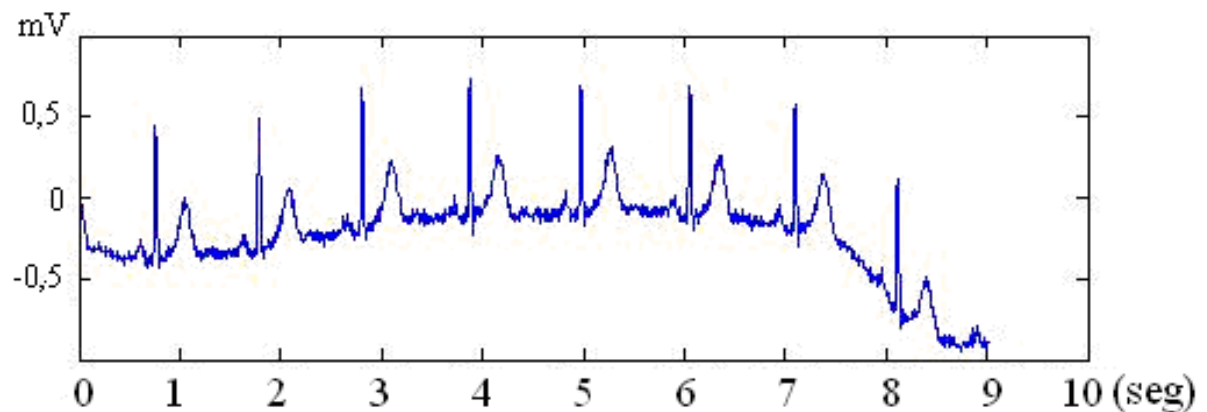


Figura 23 – Sinal de ECG com flutuação de linha de base.

No sinal de ECG apresentado pela figura 24 foi adicionado um ruído de rede elétrica de 60 Hz, com intensidade muito superior ao sinal, descaracterizando-o.

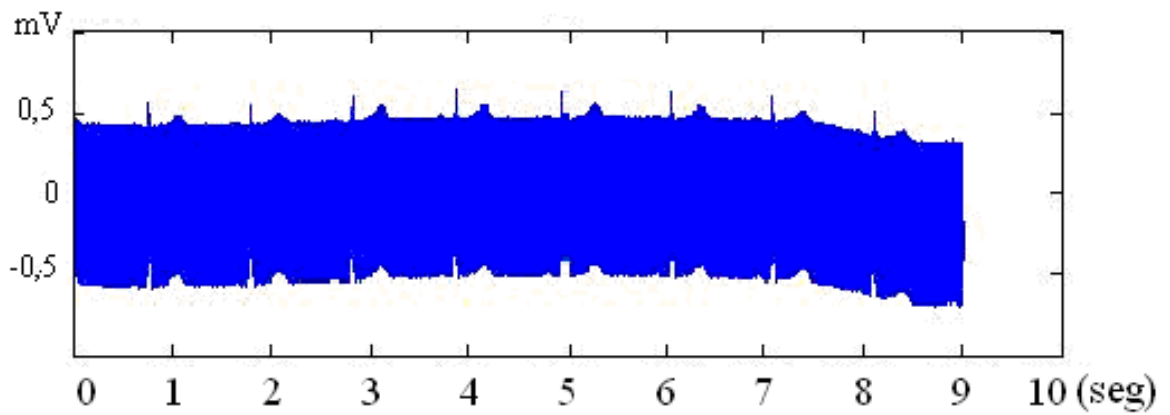


Figura 24 – Sinal de ECG com adição de um ruído de rede elétrica (60 Hz).

A figura 25 apresenta o módulo da saída do sinal de ECG passando pelos filtros 1M, 3M e 4M.

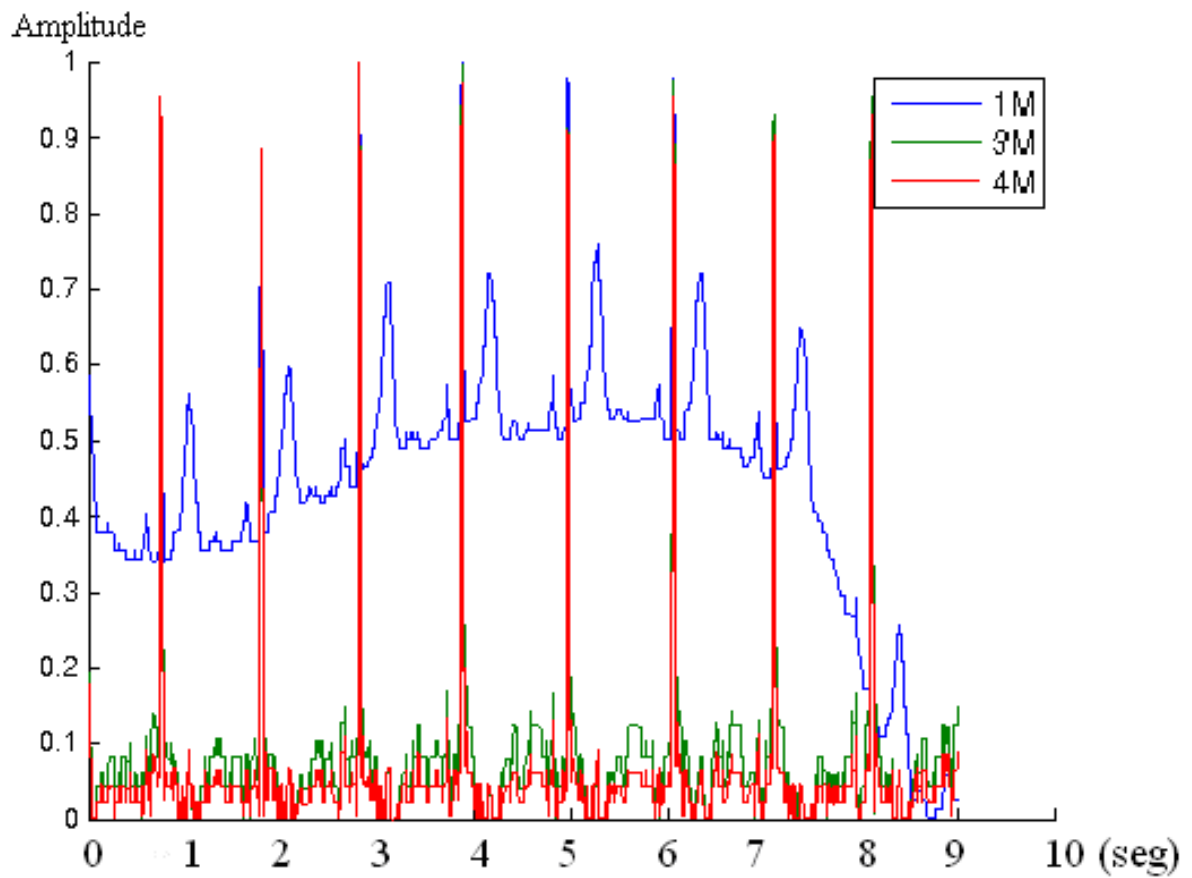


Figura 25 – Morfologias aplicadas no sinal.

Na figura 26 e figura 27, o módulo da convolução evidencia os picos do complexo QRS.

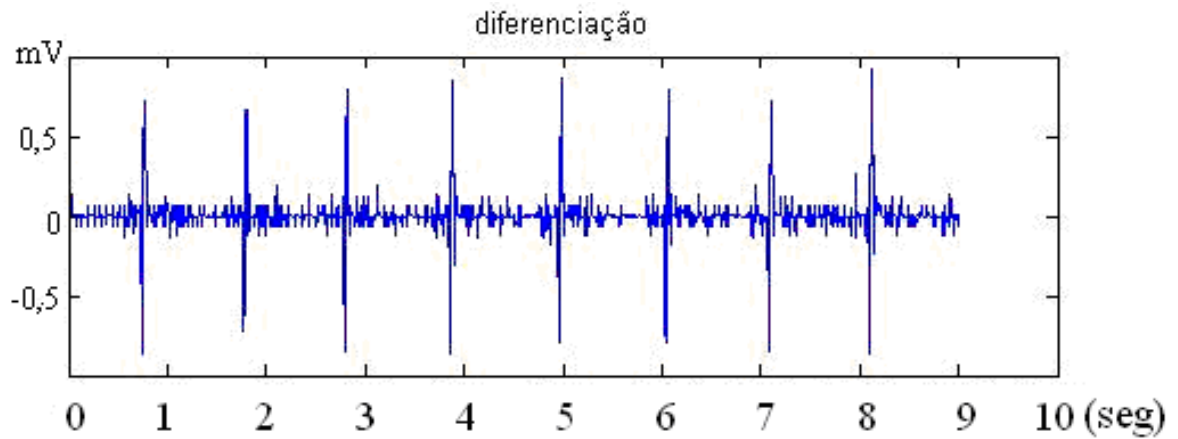


Figura 26 – Sinal de ECG após a segunda filtragem.

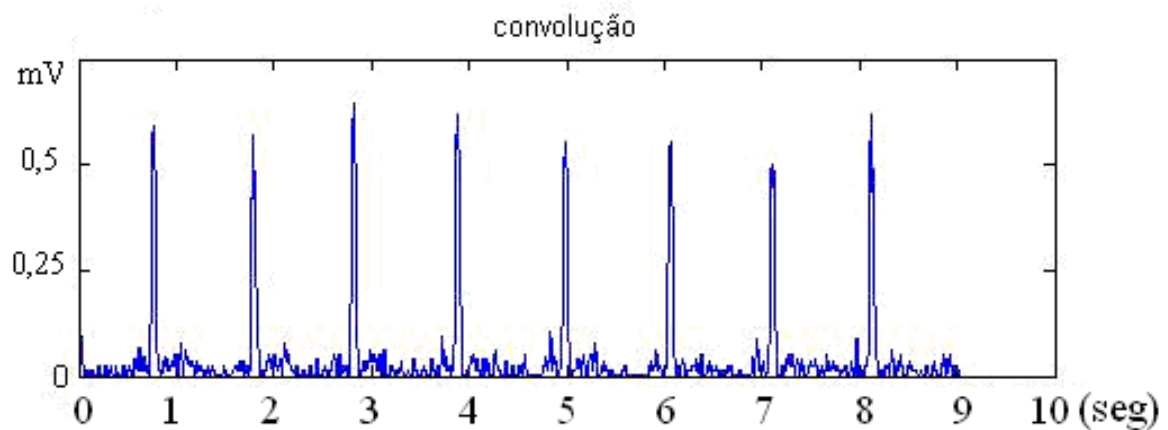


Figura 27 – Sinal de ECG após a convolução e módulo.

Na figura 28, para observar a eficiência do método, foi gerado a sobreposição de parte do sinal de ECG, em verde, com ruído de 60 Hz, em azul, da figura 24, e a representação final da detecção do pico, em vermelho.

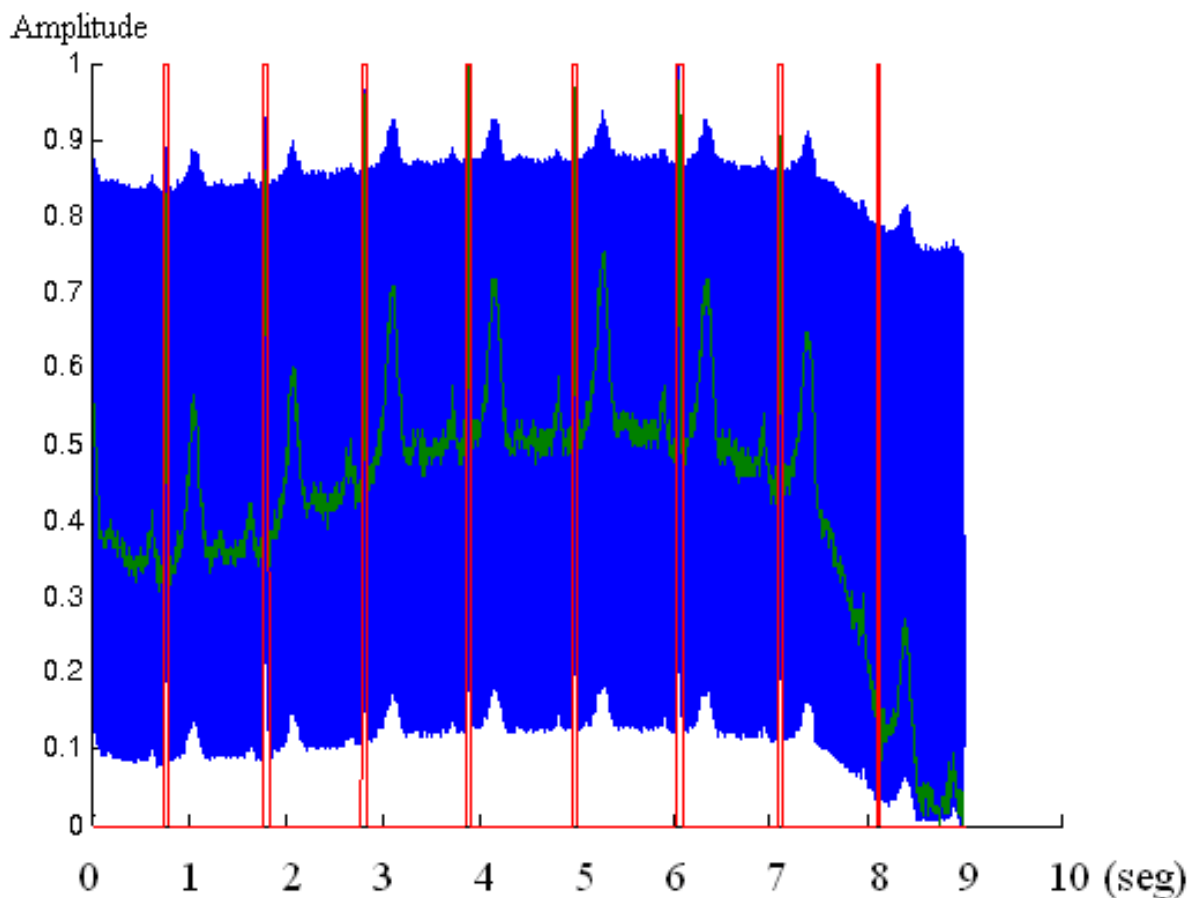


Figura 28 – Sinal adquirido e resultado do algoritmo proposto.

7.2. Resultados com Diferentes Morfologias Matemáticas

Foram realizados testes comparando a morfologia matemática de uma, duas, três e quatro escalas para 100 valores do nível de decisão variando linearmente entre 0,15 a 1. Este teste foi feito para três tipos de elementos estruturantes: gaussianos, triangulares e o proposto por Zhang e Lian (2009).

7.2.1. Morfologia Matemática com Elementos Estruturantes Gaussianos

Foi aplicado a morfologia matemática para elementos estruturantes com geometria gaussiana de amplitude 9 e largura 11.

A figura 29 apresenta os elementos estruturantes utilizados.

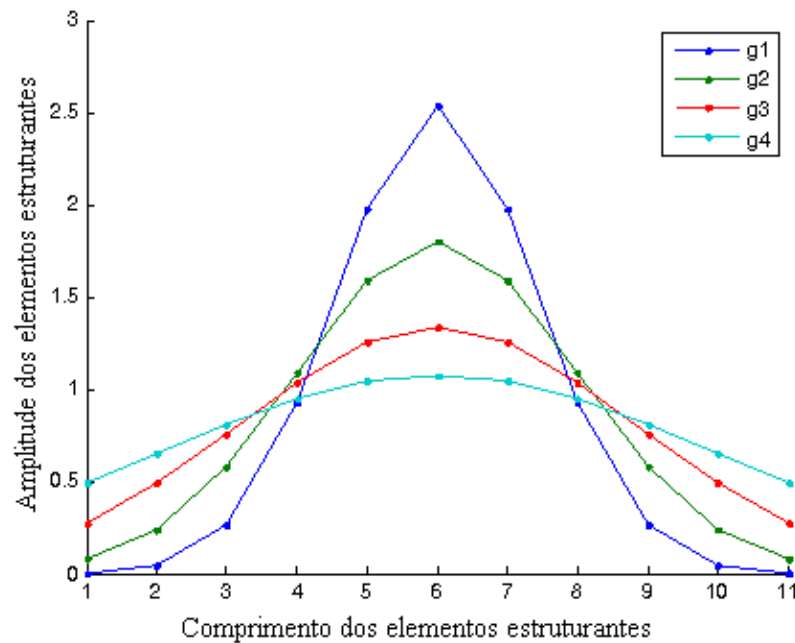


Figura 29 – Elementos estruturantes com geometria gaussiana.

A figura 30 apresenta o resultado de FP e FN encontrados com a aplicação da morfologia matemática utilizada, sendo que o número usado após o FP e FN representa a quantidade de escalas utilizadas na morfologia.

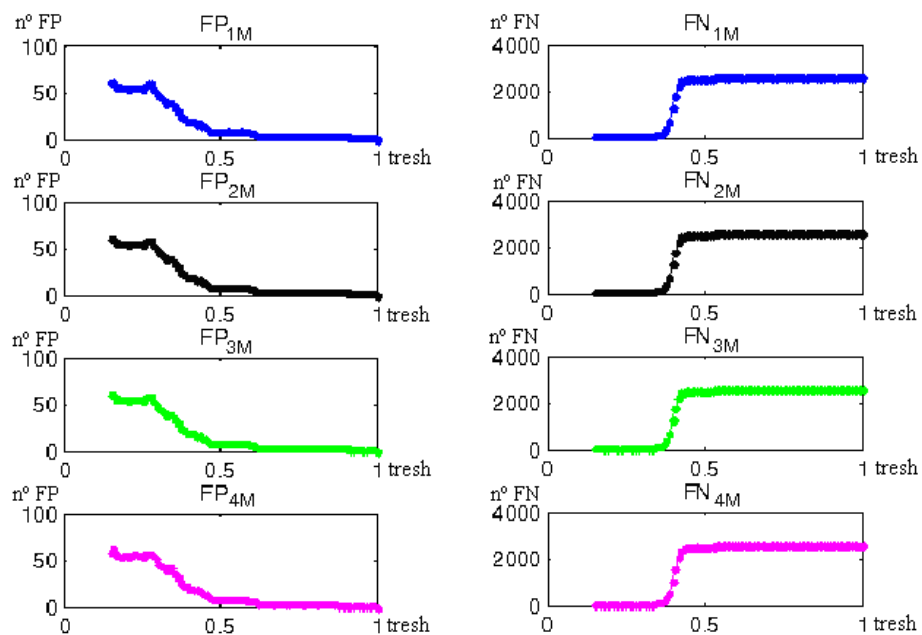


Figura 30 – Curvas de FP e FN em função do nível de decisão com elementos estruturantes gaussianos.

A curva ROC para os valores obtidos nas condições é apresentada na figura 31 e os índices AUC para cada morfologia.

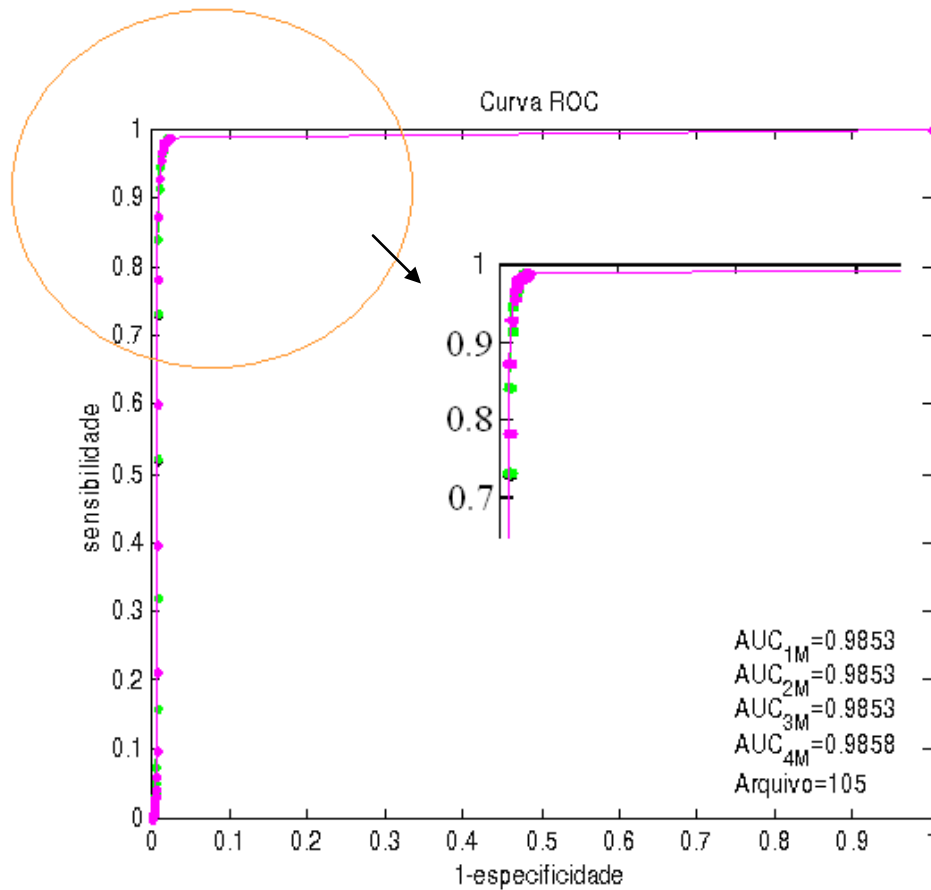


Figura 31 – Curva ROC com elementos estruturantes gaussianos.

7.2.2. Morfologia Matemática com Elementos Estruturantes Triangulares

Foi aplicada a morfologia matemática para elementos estruturantes com geometria triangular com base fixa 3 e altura de 3, 5, 7 e 9.

A figura 32 apresenta os elementos estruturantes utilizados.

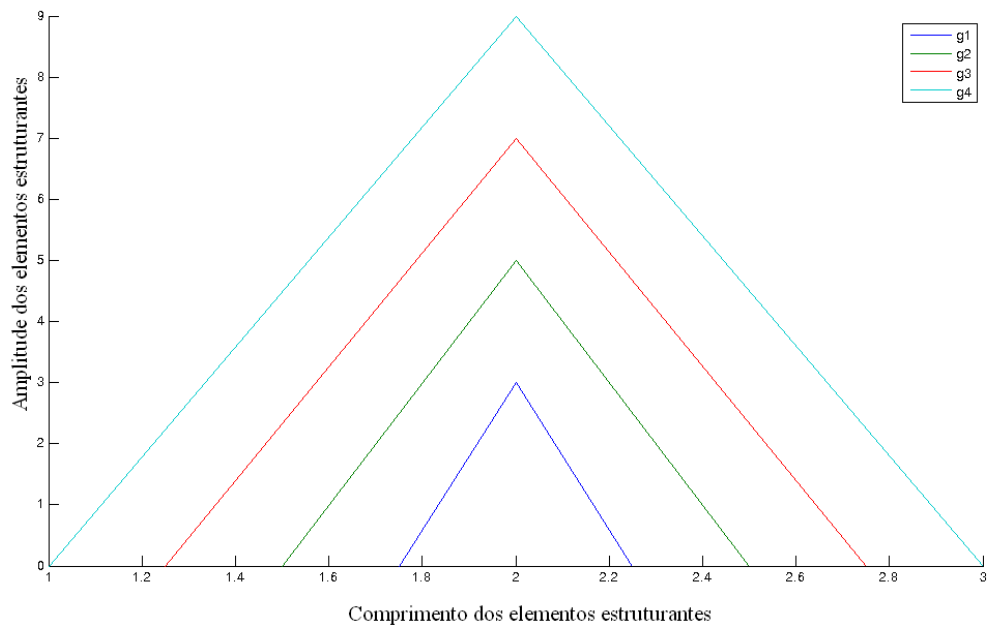


Figura 32 – Elementos estruturantes triangulares.

A figura 33 apresenta o resultado de FP e FN encontrados com a aplicação da morfologia matemática utilizada, sendo que o número usado após o FP e FN representa a quantidade de escalas utilizadas na morfologia.

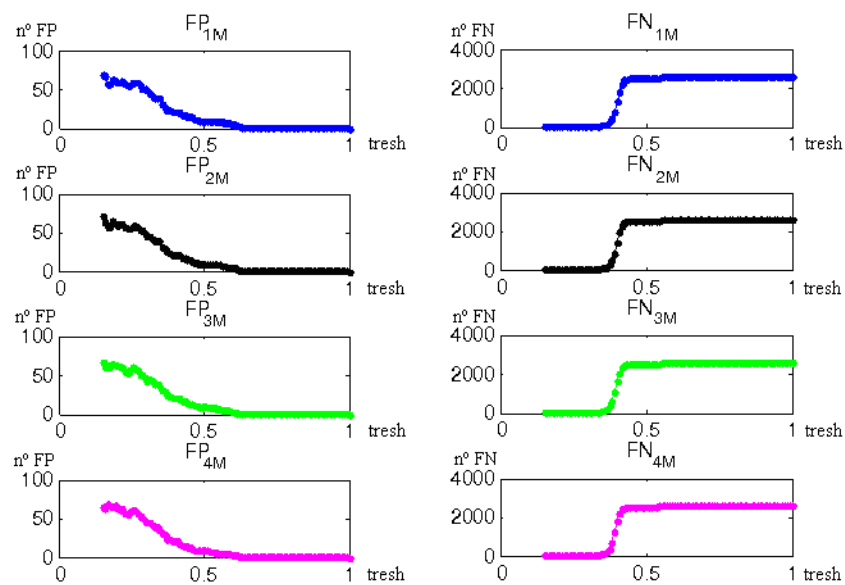


Figura 33 – Curvas de FP e FN em função do nível de decisão com elementos estruturantes triangulares.

A curva ROC para os valores obtidos nas condições acima é demonstrado pela figura 34 e no canto inferior os índices de AUC para cada morfologia.

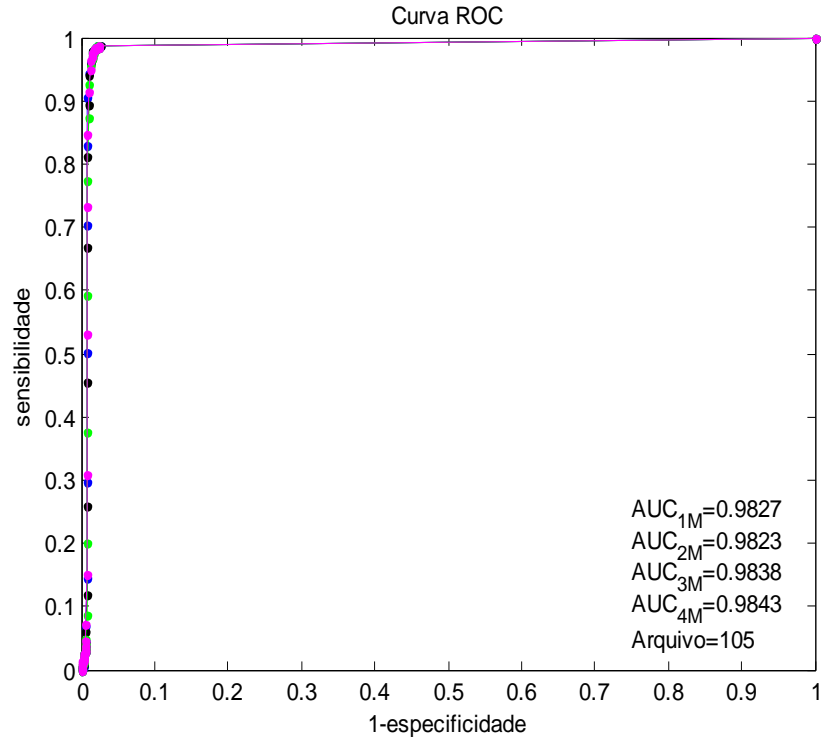


Figura 34 – Curva ROC com elementos estruturantes triangulares.

7.2.3. Morfologia Matemática com Elementos Estruturantes de Zhang e Lian (2009)

Foi aplicada a morfologia matemática para elementos estruturantes com geometria baseada no modelo proposto por Zhang e Lian (2009) e acrescentado os valores de g_4 . São dados pelos valores:

$g_1 = \{ 0,0005; 0,0052; 0,0297; 0,1038; 0,2197; 0,2821; 0,2197; 0,1038; 0,0297; 0,0052; 0,0005 \};$

$g_2 = \{ 0,0022; 0,0088; 0,0270; 0,0648; 0,1211; 0,1762; 0,1997; 0,1762; 0,1211; 0,0648; 0,0270; 0,0088; 0,0022 \};$

$g_3 = \{ 0,0152; 0,0302; 0,0530; 0,0821; 0,1122; 0,1353; 0,1441; 0,1353; 0,1122; 0,0821; 0,0530; 0,0302; 0,0152 \};$

$g_4 = \{ 0,0361; 0,0509; 0,0675; 0,0840; 0,0982; 0,1078; 0,1112; 0,1078; 0,0982; 0,0840; 0,0675; 0,0509; 0,0361 \}.$

E representados pela figura 36.

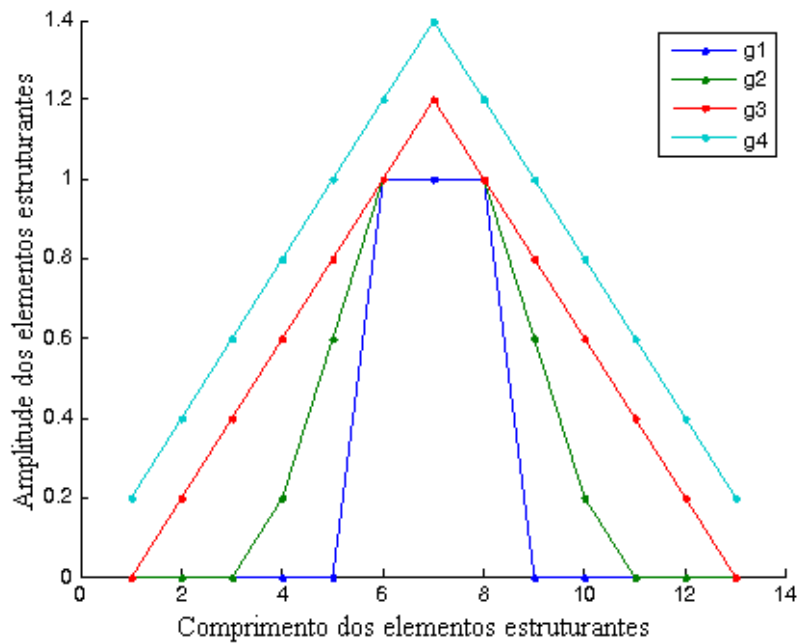


Figura 35 – Gráfico do elementos estruturantes de Zhang e Lian (2009) adaptados.

A figura 36 apresenta o resultado de FP e FN encontrados com a aplicação da morfologia matemática utilizada, sendo que o número usado após o FP e FN representa a quantidade de escalas utilizadas na morfologia.

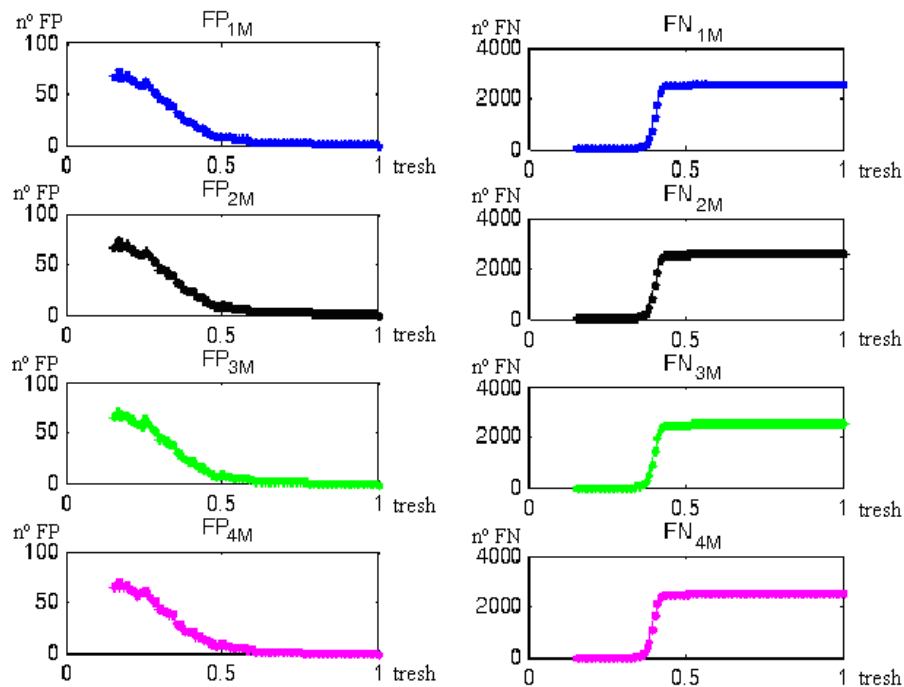


Figura 36 – Curvas de FP e FN em função do nível de decisão com elementos estruturantes de Zhang e Lian (2009) adaptados.

A figura 37 para os valores obtidos e os índices AUC para cada escala morfológica.

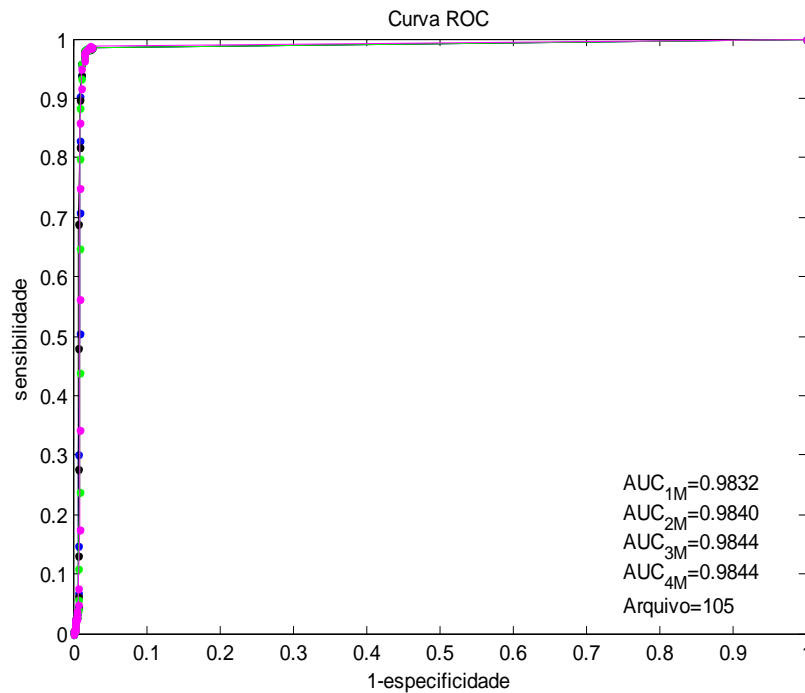


Figura 37 – Curva ROC com elementos estruturantes de Zhang e Lian (2009) adaptados.

7.3. Resultados com Diversas Geometrias em 4M

Nesta etapa foram feitos testes comparando a morfologia matemática de quatro escalas, com o nível de decisão variando de 0,15 a 1, com cem pontos interpolados e para três tipos de elementos estruturantes: gaussianos, triangulares e o proposto por Zhang e Lian (2009).

A figura 38 demonstra o resultado de FP e FN encontrados com a aplicação da morfologia matemática utilizada.

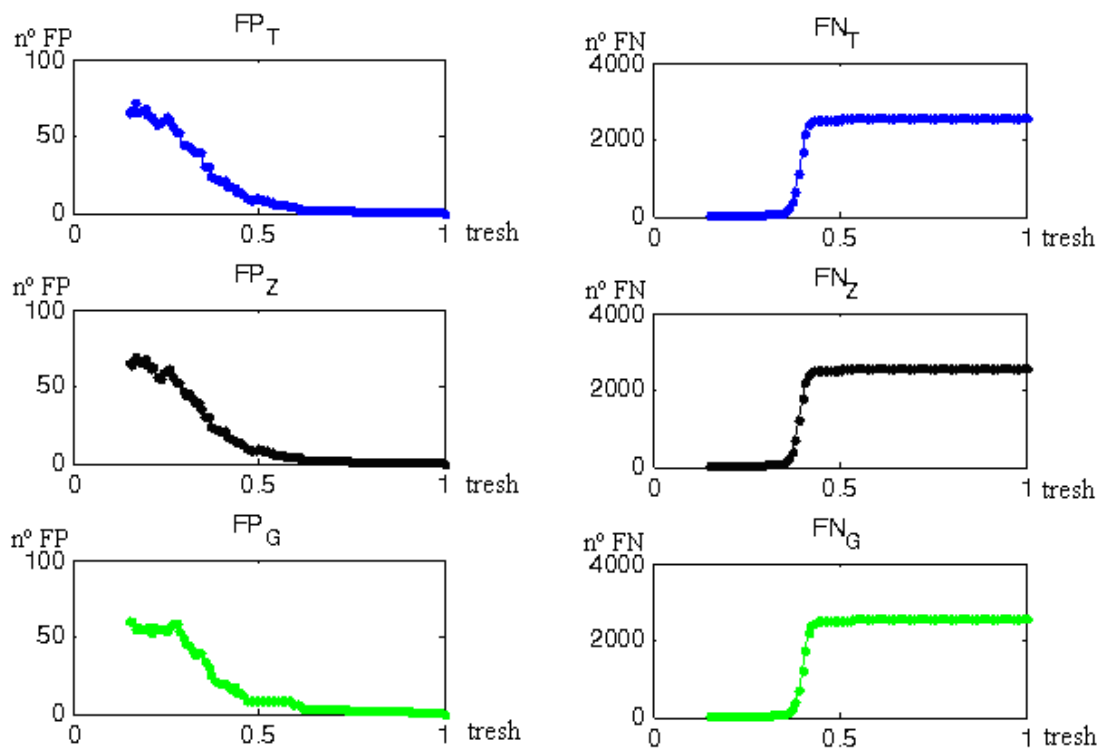


Figura 38 – Curvas de FP e FN em função do nível de decisão com elementos estruturantes de Zhang e Lian (2009) adaptados.

A curva ROC para os valores obtidos nas condições acima é demonstrado pela figura 39 e no canto inferior os índices de AUC para cada escala morfológica.

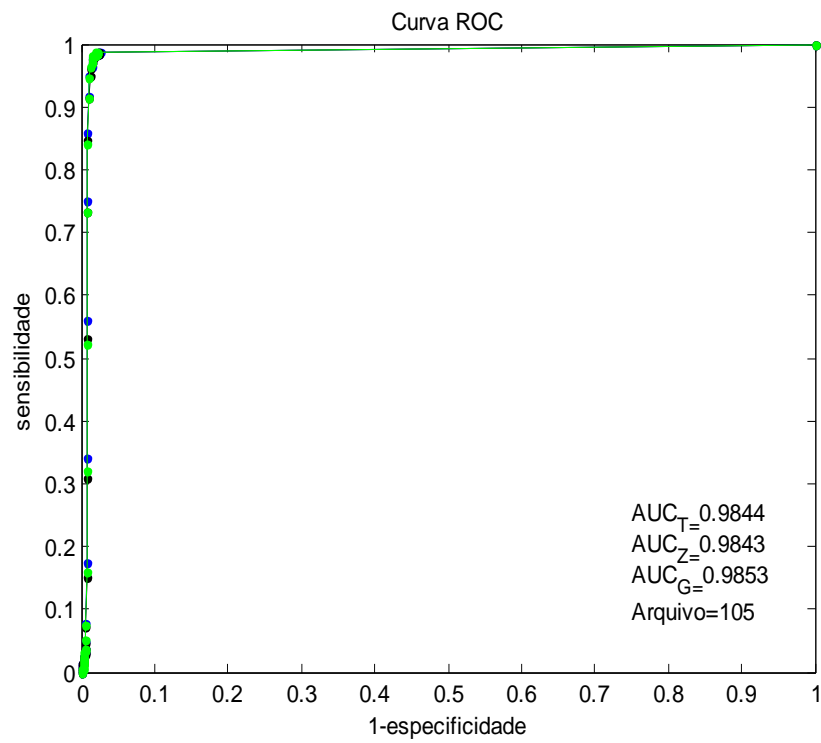


Figura 39 – Curva ROC com elementos estruturantes com geometria triangular (T), proposta por Zhang e Lian (2009) (Z) e gaussiano (G) no modelo 4M.

8. DISCUSSÃO

Conforme apresentado nos resultados observou-se que o método 4M, aplicado nas condições estabelecidas, após vários testes com a base de sinais de ECG do MIT/BIH.

Com relação a primeira parte dos resultados que demonstra o funcionamento do método proposto é observado que com aplicações de ruídos no sinal apresentou uma detecção correta do complexo QRS. Confirmando seu potencial no processamento de imagens digitais obtidas pelo eletrocardiograma.

Na segunda parte dos resultados que realiza a comparação utilizando elementos estruturantes com mesma geometria e alterando apenas o seu tamanho é observado que o tamanho do elemento estruturante influencia nos resultados, reduzindo a taxa de erros.

Na terceira parte dos resultados realizando a comparação dos elementos estruturantes com geometrias distintas mas todos com o método 4M observa-se que o elemento estruturante com a forma gaussiana apresenta o melhor índice AUC.

Observou-se também que os parâmetros tamanho e forma do elemento estruturante influencia nos resultados da detecção do QRS.

No entanto é observado que não há uma dominância entre as curvas ROC e que o índice AUC apresenta valores próximos e pelo motivo de verificar o desempenho do algoritmo foi feita uma tabela comparativa com os valores existentes a partir do arquivo 105 do MIT/BIH. Sendo que foi utilizado o ponto de melhor sensibilidade e especificidade obtido na curva ROC com um nível de decisão de 0,22, com elementos estruturantes na forma gaussiana. Sendo que, levou-se em consideração o DER como método comparativo.

A tabela 2, atualizada de Zhang e Lian (2009), utilizando a morfologia matemática multiescalar apresentou valores pequenos de DER, representando que há uma precisão na detecção de complexos QRS. Comparando com os demais trabalhos observa-se que o DER é baixo, obtendo bons resultados utilizando essa técnica.

Tabela 2 – Comparação dos métodos utilizados para detecção do QRS oriunda da tabela de Zhang e Lian (2009) acrescido das quatro últimas linhas com resultados obtidos neste trabalho.

Método	TOTAL DE EVENTOS QRS	FP	FN	DER	Referências
Algoritmos genéticos	2572	86	5	3,54	Poli, Cagnoni e Valli (1995)
Filtro passa banda	2572	67	22	3,46	Pan e Tompkins (1985)
Wavelet denoising	2572	78	5	3,23	Chen, Chen e Chan (2006)
Bancos de filtragem	2139	53	16	3,22	Afonso <i>et al.</i> (1999)
BPF/ <i>search-back</i>	2564	53	22	2,95	Hamilton e Tompkins (1986)
Filtro adaptativo linear	2572	40	22	2,40	Xue, Hu e Tompkins(1992)
Filtragem otimizada	2572	35	21	2,18	Ruha, Sallinen e Nissilä (1997)
<i>Topological mapping</i>	2572	41	4	1,75	Lee <i>et al.</i> (1996)
Transformada wavelet	2572	15	12	1,09	Li, Zheng e Tai (1995)
Filtro adaptativo e rede neural artificial	2572	10	4	0,50	Xue, Hu e Tompkins (1992)
Morfologia 1M	2572	49	10	2,29	Zhang e Lian (2009)
Morfologia 2M	2572	27	9	1,40	Zhang e Lian (2009)
Morfologia 3M	2572	19	7	1,01	Zhang e Lian (2009)
Morfologia 1M	2690	40	2	1,56	resultado deste trabalho
Morfologia 2M	2690	41	2	1,60	resultado deste trabalho
Morfologia 3M	2690	40	0	1,49	resultado deste trabalho
Morfologia 4M	2690	39	0	1,45	resultado deste trabalho

No entanto, é observado que apesar de usar o mesmo banco de dados, o total de eventos QRS é alterado de trabalho para trabalho, não existindo uma padronização de entrada dos sinais, afetando o desempenho do classificador.

Contudo o algoritmo apresentado é uma abordagem melhorada nas etapas de processamento capaz de mostrar uma forma mais precisa de detecção, demonstrando ser promissor e caracteriza uma nova abordagem para o processamento de detecção do complexo QRS.

Por utilizarmos como método a morfologia matemática tornou o sistema com baixa complexidade computacional e possibilitou uma fácil implementação no *hardware* podendo se facilmente implementado em sistemas embarcados.

Como trabalho futuro sugere-se o desenvolvimento de um algoritmo para o ajuste automático dos limites e parâmetros para adaptar as mudanças da morfologia do QRS e da frequência cardíaca, aumentando assim a sensibilidade de detecção.

Além disso, é sugerido realizar testes do algoritmo proposto com outros bancos de dados: *Common Standards for Electrocardiography* (CSE) do Hospital de Cardiologia da França; *Ann Arbor Electrogram Libraries* da Universidade de Michigan; *American Heart* (AHA) da Universidade de Washington; *Telemetric and Holter ECG Warehouse* (THEW) da Universidade de Rochester.

REFERÊNCIAS

- Afonso, V.X., Tompkins, W.J., Nguyen, T.Q., Luo, S. (1999) "ECG Beat Detection using Filter Banks", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume 46, issue 2, pp. 192-202.
- Ahlstrom, M.L., Tompkins, W.J. (1983) "Automated High-Speed Analysis of Holter Tapes with Microcomputers", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume BME-30, issue 10, pp. 651–657.
- Balda, R.A., Diller, G., Deardorff, E., Doue, J., Hsieh, P. (1977) "The HP ECG Analysis Program", in: *IFIP Working Conference Trends in Computer Processed Electrocardiograms*, North Holland Publish, pp.197–204.
- Barbosa, P.R.B. (2003) "Efeitos da Ponderação da Média Coerente e da Filtragem na Detecção de Potenciais Tardios Ventriculares no Eletrocardiograma de Alta Resolução", tese, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 193 páginas.
- Benmalek, M., Charef, A., Abdelliche, F. (2010) "Preprocessing of the ECG Signals using the His-Purkinje Fractal System", in: *7th International Multi-Conference on Systems Signals and Devices*, pp.1–5.
- Braga Neto, U.D.M. (1996) "Alternating Sequential Filters by Adaptive-Neighborhood Structuring Functions", *Mathematical Morphology and its Applications to Image and Signal Processing, Computational Imaging and Vision*, volume 5, pp. 139–146.
- Brown, C.D., Davis, H.T. (2006) "Receiver Operating Characteristics Curves and Related Decision Measures: A Tutorial", *Chemometrics and Intelligent Laboratory Systems*, volume 80, issue 1, pp. 24–38.

- Burset, M., Guigó, R. (1996) "Evaluation of Gene Structure Prediction Programs", *Genomics*, volume 34, pp. 353–367.
- Carvalho, A.P., Hoffman, B.F., Carvalho, M.P. (1969) "Two Components of the Cardiac Action Potential", *The Journal of General Physiology*, volume 54, pp. 607–635.
- Chazal, P., Reilly, R.B. (2006) "A Patient-Adapting Heartbeat Classifier Using ECG Morphology and Heartbeat Interval Features", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume 53, issue 12, pp. 2535–2543.
- Chen, S.W., Chen, H.C., Chan, H.L. (2006) "A Real-Time QRS Detection Method Based on Moving-Averaging Incorporating with Wavelet Denoising", *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, volume 82, issue 3, pp. 187–195.
- Chu, C.H.N.H., Delp, E.J. (1989) "Impulsive Noise Suppression and Background Normalization of Electrocardiogram Signals using Morphological Operators", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume 36, issue 2, pp. 262–273.
- Cohen, K.P., Tompkins, W.J., Djohan, A., Webster, J.G., Hu, Y.H.H. (1995) "QRS Detection Using a Fuzzy Neural Network", in: *17th Annual Conference Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 1, pp. 189–190.
- Davies, M.J. (1971) "Pathology of Conducting Tissue of the Heart", Butterworth & Co Publishers Ltd., 184 pages.
- DeLong, E.R., DeLong, D.M., Clarke-Pearson, D.L. (1988) "Comparing the Areas under Two or More Correlated Receiver Operating Characteristic Curves: A Nonparametric Approach", *Biometrics*, volume 44, issue 3, pp. 837–845.

- Dougherty, E.R., Lotufo, R.A. (2003) "Hands-on Morphological Image Processing", International Society for Optics and Photonics, SPIE Publications, 272 pages.
- Engelse, W.A.H., Zeelenberg, C. (1979) "A Single Scan Algorithm for QRS-Detection and Feature Extraction", *Computers in Cardiology*, volume 6, pp. 37–42.
- Erkel, A.R., Pattynama, P.M.T. (1998), "Receiver Operating Characteristic (ROC) Analysis: Basic Principles and Applications in Radiology", *European Journal of Radiology*, volume 27, pp. 88–94.
- Facon, J. (1996) "Morfologia Matemática: Teoria e Aplicações", Editora Universitária Champagnat da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 304 páginas.
- Fawcett, T. (2004) "ROC Graphs: Notes and Practical Considerations for Reseachers", HP Laboratories, pp. 1–38.
- Fraden, J., Neuman, M.R. (1980) "QRS Wave Detection", *Medical and Biological Engineering and Computing*, volume 18, pp. 125–132.
- Goldman, M.J. (1986) "The Principles of Clinical Electrocardiography", Lange Medical Publications, 450 pages.
- Gonzalez, R.C.; Woods, R.E. (1992) "Digital Image Processing", Addison-Wesley, 528 pages.
- Guimarães, J.I., Moffa, P.J., Uchida, A.H., Barbosa, P.B. (2003) "Normatização dos Equipamentos e Técnicas para a Realização de Exames de Eletrocardiografia e Eletrocardiografia de Alta Resolução", *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, volume 80, número 5, págs. 225–234.
- Gustafson, D., Willsky, A.S., Mitter, S.K., Wang, J.Y., Akant, A., Kessel, W.C., Doerschuk, P.C. (1977) "Automated VCG Interpretation Studies Using Signal

Analysis Techniques", Charles Stark Draper Lab. Report R-1044, Cambridge, Massachusetts.

Guyton, A.C. (1992) "Tratado de Fisiologia Médica", 8ª edição, Editora Guanabara Koogan, 864 páginas.

Haibing, Q., Xiongfei, L., Chao, P. (2010) "A Method of Continuous Wavelet Transform for QRS Wave Detection in ECG Signal", in: *International Conference on Intelligent Computation Technology and Automation*, volume 1, pp. 22–25.

Hamilton, P.S., Tompkins, W.J. (1986) "Quantitative Investigation of QRS Detection Rules using the MIT/BIH Arrhythmia Database", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume BME-33, issue 12, pp. 1157–1165.

Hecht, H.H. (1973) "Atrioventricular and Intraventricular Conduction: Revised Nomenclature and Concepts", *The American Journal of Cardiology*, volume 31, issue 2, pp. 232–244.

Hilden, J., Glasziou, P. (1996) "Regret Graphs, Diagnostic Uncertainty and Youden's Index", *Statistics in Medicine*, volume 15, issue 10, pp. 969–986.

Hodgkin, A.L., Huxley, A.F. (1952) "A Quantitative Description of Membrane Currents and its Application to Conduction and Excitation in Nerve", *The Journal of Physiology*, volume 117, issue 4, pp. 500-544.

Hoffman, B.F., Cranefield, P.F. (1960) "Electrophysiology of the Heart" New York, McGraw-Hill.

Holsinger, W.P., Kempner, K.M., Miller, M.H. (1971) "A QRS Preprocessor Based on Digital Differentiation", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume BME-18, issue 3, pp. 212–217.

- Hu, J.L., Bao, S.D. (2010) "An Approach to QRS Complex Detection Based on Multiscale Mathematical Morphology", in: *3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, pp. 725–729.
- Hu, Y.H.H., Palreddy, S., Tompkins, W.J. (1997) "A Patient-Adaptable ECG Beat Classifier using a Mixture of Experts Approach", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume 44, issue 9, pp. 891–900.
- James, T.N. (1963) "The Connecting Pathways Between the Sinus Node and the A-V Node and Between the Right and Left Atrium in the Human Heart", *American Heart Journal*, volume 66, issue 4, pp. 498–508.
- Khadra, L., Al-Fahoum, A., Binajjaj, S. (2005) "A Quantitative Analysis Approach for Cardiac Arrhythmia Classification Using Higher Order Spectral Techniques", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume 52, issue 11, pp. 1840–1845.
- Lee, J.W., Jeong, K.S.S., Yoon, J., Lee, M.H.H. (1996) "A Simple Real-Time QRS Detection Algorithm", in: *18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp. 1396–1398.
- Lewis, T., Oppenheimer, B.S., Oppenheimer, A. (1910) "The Site of Origin of the Mammalian Heart Beat: the Pacemaker in the Dog", *Heart*, volume 2, pp. 147–169.
- Li, C., Zheng, C.X., Tai, C. (1995) "Detection of ECG Characteristic Points using Wavelet Transforms", *IEEE Transactions Biomedical Engineering*, volume 42, issue 1, pp. 21–28.
- Malmivuo, J., Plonsey, R. (1995) "Bioelectromagnetism - Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields", Oxford University Press, New York, 1st edition, 512 pages.

- Massad, E., Menezes, R.X., Silveira, P.S.P., Ortega, N.R.S. (2004) "Métodos Quantitativos em Medicina", Editora Manole, 1ª Edição, 563 páginas.
- Matthews, B.W. (1975) "Comparison of the Predicted and Observed Secondary Structure of T4 Phage lysozyme", *Biochimica et Biophysica Acta*, volume 405, issue 2, pp. 442–451.
- Moody, G.B., Mark, R.G. (1990) "The MIT-BIH Arrhythmia Database on CD-ROM and software for use with it", *Computers in Cardiology*, pp. 185–188.
- Neves, S.R. (2003) "Algoritmos para Segmentação de Imagens Infravermelhas", tese, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 121 páginas.
- Obuchowski, N.A. (2003) "Receiver Operating Characteristic Curves and their use in Radiology", *Radiology*, volume 229, issue 1, pp. 3–8.
- Okada, M. (1979) "A Digital Filter for the QRS Complex Detection", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume BME-26, issue 12, pp. 700–703.
- Pan, J., Tompkins, W.J. (1985) "A Real Time QRS Detection Algorithm", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume BME-32, issue 3, pp. 230–236.
- Pastore, C.A., Pinho, C., Germiniani, H., Samesima, N., Mano, R., *et al.* (2009) "Diretrizes da Sociedade Brasileira de Cardiologia sobre Análise e Emissão de Laudos Eletrocardiográficos", *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, volume 93, número 3, suplemento 2, págs 1–19.
- Piekarski, K., Tadejko, P., Rakowski, W. (2006) "Properties of Morphological Operators Applied to Analysis of ECG Signals", *Biometrics, Computer Security Systems and Artificial Intelligence Applications*, Springer, pp. 279–288.

- Poli, R., Cagnoni, S., Valli, G. (1995) "Genetic Design of Optimum Linear and Nonlinear QRS Detectors", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume 42, issue 11, pp. 1137–1141.
- Rieira, A.R., Ferreira, C., Ferreira Filho, C., Dubner, S., Schapachnik, E., Uchida, A.H., Moffa, P.J., Zhang, L., Luana, A.B. (2008) "Wellens Syndrome Associated with Prominent Anterior QRS Forces: an Expression of Left Septal Fascicular Block", *Journal of Electrocardiology*, volume 41, issue 6, pp. 671–674.
- Ruha, A., Sallinen, S., Nissilä, S. (1997) "A Real-Time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms Timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume 44, issue 3, pp. 159-167.
- Sanches, D. (2003) "Interferência Eletromagnética", Editora Interciência, 124 páginas.
- Schuck, A., Wisbeck, J.O. (2003) "QRS Detector Pre-Processing using the Complex Wavelet Transform", in: *25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 3, pp. 2590–2593.
- Serra, J. (1984) "Image Analysis and Mathematical Morphology", volume 1, Academic Press, London, 610 pages.
- Soille, P. (2003) "Morphological Image Analysis: Principles and Applications" Springer Verlag, 2nd edition, 391 pages.
- Sörnmo, L. (1993) "Time-Varying Digital Filtering of ECG Baseline Wander", *Medical and Biological Engineering and Computing*, volume 31, issue 5, pp. 503–508.

- Sovierzoski, M.A. (2009) "Avaliação de Descritores Morfológicos na Identificação de Eventos Epileptiformes", tese, Universidade Federal de Santa Catarina, 184 páginas.
- Sovierzoski, M.A., Azevedo, F.M. (2008) "Treinamento de um Classificador Neural Binário: Estimativa da Distribuição de Padrões", in: *Congresso Brasileiro de Informática em Saúde*, pp. 1–6.
- Szilágyi, S.M., Szilágyi, L. (2000) "Wavelet Transform and Neural-Network-Based Adaptive Filtering for QRS Detection", in: *22nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, volume 2, pp. 1267–1270.
- Tadejko, P., Rakowski, W. (2007) "Mathematical Morphology Based ECG Feature Extraction for the Purpose of Heartbeat Classification", in: *6th International Conference on Computer Information Systems and Industrial Management Applications*, pp.322–327.
- Tilbury, J.B., van Eetvelt, P.W.J., Garibaldi, J.M., Curnsw, J.S.H.; Ifeachor, E.C. (2000) "Receiver Operating Characteristic Analysis for Intelligent Medical Systems - A New Approach for Finding Confidence Intervals", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume 47, issue 7, pp. 952–963.
- Trahanias, P.E. (1993) "An Approach to QRS Complex Detection using Mathematical Morphology", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, volume 40, issue 2, pp. 201–205.
- Wald, A., Stone, J.G., Khambatta, H.J. (1990) "Plastic Induced ECG Noise on Cardiopulmonary Bypass", in: *12th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp.1998–1999.
- Webster, J.G. (2008) "Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation", volume 2, Wiley-Interscience, 3022 pages.

- Xue, Q., Hu, Y.H., Tompkins, W.J. (1992) "Neural-Network-Based Adaptive Matched Filtering for QRS Detection", *IEEE Transactions Biomedical Engineering*, volume 39, issue 4, pp. 317–329.
- Yang, Z.H., Pu, Z.B., Qi, Z.Q. (2003) "Novel Edge Preserving Multiscale Filtering Method Based on Mathematical Morphology", in: *Second International Conference on Machine Learning and Cybernetics*, pp. 2970–2975.
- Yong, Z., Wenxue, H; Yonghong, X. (2009) "ECG Beats Feature Extraction Based on Geometric Algebra", in: *International Conference on Computational Intelligence and Software Engineering*, pp.1–3.
- Youden, W.J. (1950) "Index for Rating Diagnostic Tests", *Cancer*, volume 3, issue 1, pp. 32–35.
- Zhang, F., Lian, Y. (2007a) "Electrocardiogram QRS Detection using Multiscale Filtering Based on Mathematical Morphology", in: *29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 3196–3199.
- Zhang, F., Lian, Y. (2007b) "Novel QRS Detection by CWT for ECG Sensor", in: *Biomedical Circuits and Systems Conference*, pp. 211–214.
- Zhang, F., Lian, Y. (2009) "QRS Detection Based on Multiscale Mathematical Morphology for Wearable ECG Devices in Body Area Networks", *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, volume 3, issue 4, pp. 220–228.